

TESIS CARRERA DE MAESTRÍA EN FÍSICA MÉDICA

**DOSIMETRÍA DE EXTREMIDADES PARA CAMPOS
MIXTOS BETA-GAMMA CON DETECTORES
TERMOLUMINISCENTES**

Daniela Eugenia Zanchi
Maestranda

Pablo Andres
Director

Miembros del Jurado
Carlos Fernández (INTECNUS)
Néstor De Lorenzo (Instituto Balseiro-INVAP)
Sergio Suárez(Instituto Balseiro-CNEA)

Diciembre de 2018

Centro Atómico Bariloche

Instituto Balseiro
Universidad Nacional de Cuyo
Comisión Nacional de Energía Atómica
Argentina

Soy de las que piensan que la ciencia tiene una gran belleza.

*Un científico en su laboratorio no es sólo un técnico: también es un niño
colocado ante fenómenos naturales que lo impresionan como un cuento de hadas.
Marie Curie.*

Índice de abreviaturas

En este índice se agregan en orden alfabético las abreviaturas utilizadas en este trabajo.

ARN	Autoridad Regulatoria Nuclear
DCS	Secciones eficaces diferenciales
FOM	Figura de mérito
ICRP	Comisión Internacional de Protección Radiológica
KO	Orden cinético
LiF	Fluoruro de Litio
OTOR	Una trampa un centro de recombinación
PLA	Ácido poliláctico
RW	Randall y Wilkins
TLD	Dosímetro termoluminiscente

Índice de contenidos

Índice de abreviaturas	v
Índice de contenidos	vii
Índice de figuras	ix
Índice de tablas	xiii
Resumen	xv
Abstract	xvii
Motivación y Objetivos	1
1. Marco teórico	3
1.1. Introducción	3
1.2. Detectores termoluminiscentes	7
1.3. Modelos Cinéticos de Curva de Brillo	10
1.3.1. Modelo de Primer Orden	10
1.3.2. Modelo de Segundo Orden	11
1.3.3. Modelo de Orden General	11
1.4. Método de Simulación de Monte Carlo	12
2. Materiales y Métodos	15
2.1. Introducción	15
2.2. Dosímetros	15
2.3. Lectora	17
2.4. Fuentes radiactivas	18
2.5. Fantoma	20
3. Etapa de Diseño	21
3.1. Introducción	21
3.2. Diseño de Cazoleta	21

3.3. Diseño de Anillo Portadosímetro	25
3.3.1. Prototipo 1	25
3.3.2. Prototipo 2	27
3.3.3. Prototipo 3	27
3.3.4. Prototipo 4	29
4. Modelos Experimentales	33
4.1. Introducción	33
4.2. Experiencia 1	33
4.3. Experiencia 2	34
5. Simulación mediante el Método de Monte Carlo	39
5.1. Introducción	39
5.2. Modelos Simulados	40
5.2.1. Fuentes	40
5.2.2. Geometría	41
6. Resultados	43
6.1. Introducción	43
6.2. Respuesta a la Energía	44
6.3. Simulaciones de Monte Carlo	44
6.4. Factores de Calibración para Campos Mixtos	50
6.5. Análisis de las curvas de brillo	50
Conclusiones	55
Bibliografía	57
A. Certificados de Calibración de Fuentes Emisoras de Betas	59
B. Certificados de Calibración de Fuente de ^{137}CS	65
Agradecimientos	71

Índice de figuras

1.1. Curvas de brillo de LiF 700. Imagen extraída del apunte de protección radiológica del Instituto Balseiro.	5
1.2. Modelo OTOR. BC: banda de conducción, BP: banda prohibida, BV: banda de valencia. Imagen traducida de[6].	6
1.3. Resultados de la simulación de Monte Carlo del campo de radiación primaria para 10 y 10^3 fotones emitidos con probabilidad uniforme por una fuente puntual de 50 keV en agua [15].	12
1.4. Historias trazadas por partículas β (rosa) y fotones de Bremsstrahlung (amarillo) originadas en una fuente puntual externa en contacto con un bloque de 10 cm de diferentes materiales. En la imagen superior se simuló agua, en la central LiF y en la inferior Plomo.	14
2.1. Cristales LiF 100 (izquierda) y LiF 600H (derecha). En la región superior se observa el lote de detectores, mientras que en la parte inferior se muestra en detalle cada cristal.	16
2.2. Configuración de elementos detectores. 1) Ventana del portadosímetro, 2) TLD 600H, 3) TLD 100.	16
2.3. Lectora y plancheta	17
2.4. Fuente emisora de betas en su blindaje.	19
2.5. Fuente de ^{137}Cs en su blindaje.	19
2.6. Fantomas de dedos	20
3.1. Cazoleta estándar	22
3.2. Esquema de la cazoleta con los cristales en su interior. 1) Cazoleta de PLA, 2) TLD 600H, 3) TLD 100.	23
3.3. Croquis de la cazoleta, con dimensiones en mm.	23
3.4. Diseño de la cazoleta (superior), y cazoleta impresa en PLA transparente (inferior).	24
3.5. Diseño estándar de dosímetro de anillo.	25
3.6. Croquis del prototipo número uno, con dimensiones en mm.	26

3.7. Prototipo de anillo portadosímetro número uno. En las imágenes (a) y (b) se muestran planos isométricos del diseño, la figura (c) muestra el anillo completo, mientras que en la (d) se representa la maniobra de apertura.	26
3.8. Prototipo de anillo portadosímetro número dos. En la imagen (a) se muestra el anillo completo, mientras que en la (b) se representa la maniobra de apertura.	27
3.9. Prototipo de anillo portadosímetro número tres. En la imagen (a) y (b) se observan vistas isométricas, mientras que en la (c) se muestra el anillo impreso y en la (d) la estructura y el anillo de sostén por separado. . .	28
3.10. Croquis del diseño final, con dimensiones en mm.	30
3.11. Imágenes del prototipo 4, en la parte superior se muestran las vistas isométricas y en la región inferior el anillo portadosímetro terminado. .	31
4.1. Esquema de la Experiencia 1. 1) Cazoleta de PLA, 2) TLD 600H, 3) TLD 100, 4) Fantoma de acrílico, 5) Fuente emisora de radiación beta. .	34
4.2. Disposición de los elementos durante la irradiación tipo 1.	34
4.3. Esquema de la Experiencia 2 para la adquisición con campo de radiación mixto. 1) Cazoleta de PLA, 2) TLD 600H, 3) TLD 100, 4) Fantoma de acrílico, 5) Fuente puntual de ^{137}Cs	35
4.4. Posicionamiento de la fuente y detectores para la medición de campo de radiación mixta.	35
4.5. Esquema de la Experiencia 2 para la adquisición con campo de radiación gamma. 1) Cazoleta de PLA, 2) TLD 600H, 3) TLD 100, 4) Fantoma de acrílico, 5) Fuente puntual de ^{137}Cs , 6) Filtro de acrílico.	36
4.6. Posicionamiento de la fuente y detectores para la irradiación con gammas puros. Se puede observar el filtro de acrílico colocado en la apertura del blindaje.	36
4.7. Esquema de la Experiencia 2 para la adquisición con campo de radiación beta. 1) Cazoleta de PLA, 2) TLD 600H, 3) TLD 100, 4) Fantoma de acrílico, 5) Fuente puntual de ^{137}Cs	37
5.1. (a) Espectro de emisión de la fuente $^{90}\text{Sr} - ^{90}\text{Y}$ según fuentes bibliográficas [23]	40
5.2. (a) Espectro de emisión de la fuente de $^{90}\text{Sr} - ^{90}\text{Y}$ simulado con $1 * 10^7$ partículas. (b) Envoltente del espectro simulado.	41
5.3. Posición de los átomos que decayeron emitiendo radiación beta durante la simulación de la fuente $^{90}\text{Sr} - ^{90}\text{Y}$ con $1 * 10^7$ partículas simuladas. .	42

5.4. Geometría de la Experiencia 1 simulada. La simulación se llevó a cabo considerando también la dosis absorbida y dispersada en el aire presente en torno a los cuerpos. 1) Cazoleta, 2) TLD 600H, 3) TLD 100, 4) Fantoma de acrílico, 5) Fuente emisora de radiación beta, 6) Aire. . . .	42
6.1. Esquema de la clasificación de situaciones de exposición. Las flechas representan la penetración de la radiación beta para las diferentes energías en los materiales que componen el dosímetro. 1) Cazoleta de PLA, 2) TLD 600H, 3) TLD 100.	43
6.2. Perfil de dosis depositada en profundidad por cada una de las fuentes durante las simulaciones. El sombreado en color naranja representa el espesor de la ventana de PLA, el color verde el TLD 600H y el azul el TLD 100.	46
6.3. Fluencia de partículas en la superficie de entrada de los elementos que componen el detector. Las figuras (a), (c) y (e) representan la fluencia de radiación gamma, las restantes, la correspondiente a radiación beta. Las simulaciones se realizaron considerando la fuente de ^{137}Cs a 10 cm de distancia. La no uniformidad de la fluencia se atribuye a que no se simuló un número de eventos de decaimientos suficientemente elevado como para lograrla.	47
6.4. Cocientes entre dosis registradas. El gráfico está en una escala semilogarítmica.	48
6.5. Diagrama de dispersión de los cocientes de dosis 100/600H con sus respectivas desviaciones estándar.	49
6.6. Curva de brillo de detectores TLD 100 y 600H leídos juntos luego de una irradiación con ^{137}Cs	51
6.7. Interfaz de GlowFit	51
6.8. Ajuste de curvas mediante el modelo de RW en las lecturas de TLD 100 $\text{FOM} = 9,44\%$ (a) y TLD 600H $\text{FOM} = 9,67\%$ (b).	52
6.9. Ajuste de curvas en detectores irradiados con un haz mixto de la fuente de ^{137}Cs , $\text{FOM} = 10,85\%$	53

Índice de tablas

2.1.	Información de las fuentes de calibración emisoras de radiación beta utilizadas. Se indica la actividad nominal de las fuentes según se informa en el certificado de calibración, generado el 08 de Noviembre de 1980 para todas las fuentes excepto para la fuente de ^{36}Cl calibrada el 19 de Agosto de 1980. Se informa también las energías de emisión beta máxima y energía promedio. La información de la fuente de $^{90}\text{Sr} - ^{90}\text{Y}$ se encuentra desglosada en los dos elementos que la componen.	18
2.2.	Información de las emisiones de la fuente de calibración de ^{137}Cs [20]. .	19
6.1.	Cocientes de dosis depositadas en los diferentes elementos que componen el dosímetro. Los valores fueron calculados a partir de datos generados mediante simulación de Monte Carlo.	48
6.2.	Factor de corrección para la estimación de $H_p(0,07)$ para las diferentes energías.	49

Resumen

La dosimetría personal tiene como objetivo monitorear la dosis depositada por fuentes de radiación en personas ocupacionalmente expuestas. El monitoreo está basado en recomendaciones internacionales y normativas nacionales. Un punto importante dentro de la práctica dosimétrica es la determinación de la dosis depositada en la piel luego de una exposición a radiación poco penetrante, como es el caso de radiación beta y radiación gamma de baja energía. Tomando un criterio conservador, se determina la dosis en piel a partir de las extremidades, dado que por lo general se trata de las zonas con mayor exposición. Un dosímetro para llevar a cabo la dosimetría de extremidades en presencia de campos mixtos requiere de un par de detectores sensibles a las radiaciones presentes en dicho campo, de material tejido equivalente y de un portadosímetro que lo proteja de factores ambientales sin alterar de manera considerable la detección.

En este trabajo se realizó el diseño, desarrollo de un procedimiento de calibración y estimación de factores de corrección de un dosímetro para campos mixtos de radiación beta-gamma. Se trabajó con dos cristales termoluminiscentes diferentes, LiF 600H y LiF 100. Estas tareas se llevaron a cabo en el Laboratorio de Dosimetría y Calibraciones de la División Protección Radiológica.

El portadosímetro fue impreso en ácido poliláctico utilizando una impresora 3D. Los factores de corrección fueron estimados a partir mediciones experimentales, análisis de las curvas de brillo y simulaciones de Monte Carlo.

Palabras clave: DOSIMETRÍA PERSONAL, CAMPOS MIXTOS, TERMOLUMINISCENCIA, RADIACIÓN BETA-GAMMA

Abstract

Extremity dosimetry in mixed beta-gamma radiation fields with thermoluminescent dosimeters

One of the aim of personal dosimetry is to monitor the dose delivered by radiation sources in occupational exposed workers. This monitoring is based on international recommendations and national rules. One important aspect in personal dosimetry is to determine the skin dose after being exposed to least penetrating radiation, such as beta particles and low energy gamma radiation. Taking into account a conservative criterion, skin dose can be estimated from extremities, since they are usually the most exposed part of the human body. A dosimeter for extremity dosimetry in mixed radiation fields requires a pair of detectors sensitive to the types of radiation in the field, made of tissue-equivalent materials and a holder able to protect them from environmental factors without modifying the detector readout considerably.

During this thesis, a calibration procedure was developed and correction factors were estimated for dosimetry in a mixed beta-gamma radiation field. Two thermoluminescent detectors, LiF 600H and LiF 100 were used. This work was carried out in the Laboratorio de Dosimetría y Calibraciones (División Protección Radiológica).

The dosimeter holder was printed in polylactide (PLA) by using a 3D printer. Correction factors were estimated experimentally, by analyzing the dosimeters glow curves and by Monte Carlo simulations.

Keywords: PERSONAL DOSIMETRY, MIXED FIELDS, THERMOLUMINESCENCE, BETA-GAMMA RADIATION

Motivación y Objetivos

Los seres humanos deben ser protegidos de los efectos no deseados en la salud debido a las radiaciones ionizantes. Para ello, se limita la dosis efectiva que un individuo puede recibir con el fin de disminuir la probabilidad de ocurrencia de efectos estocásticos y se fijan límites específicos de dosis equivalente para diferentes tipos de órganos y tejidos (piel, cristalino, extremidades) para prevenir la aparición de reacciones tisulares nocivas.

Se define *Dosis equivalente personal* ($H_p(d)$) a la dosis equivalente en tejido blando a una profundidad d , debajo de un punto especificado sobre el cuerpo, definida para el monitoreo individual y para radiaciones tanto penetrantes como poco penetrantes. Se adopta $d = 10$ milímetros para radiación penetrante ($H_p(10)$) y $d = 0,07$ mm, para radiación poco penetrante ($H_p(0,07)$) [1]. El valor de ($H_p(0,07)$) representa la dosis depositada en la capa basal de las células de la epidermis, mientras que ($H_p(10)$) es un valor que sobrestima la dosis efectiva o el promedio de dosis equivalente depositada en órganos críticos[2].

En algunas situaciones de personas ocupacionalmente expuestas existe un interés especial en el monitoreo de la dosis en piel, extremidades y cristalino. Esta tarea conlleva algunos problemas prácticos y se requiere de dosimetría específica. El límite de dosis equivalente superficial recomendado por la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP) y de cumplimiento obligatorio por la Autoridad Regulatoria Nuclear para extremidades (manos y pies) así como para piel es de 500 mSv anual, mientras que el límite de dosis efectiva es de 20 mSv año [3]. A los límites mencionados anteriormente suele llamárselos “límites primarios” y marcan el límite superior que en ningún caso la dosis individual recibida por los trabajadores debe superar. La dosis equivalente para piel se calcula como un promedio de la dosis aplicada sobre 1cm^2 del área más irradiada de la piel. Por este motivo, en la práctica se realiza una estimación conservadora de la dosis en piel a partir de la medición de dosis correspondiente a extremidades[4].

Usualmente, cuando es necesario el uso de un solo dosímetro colocado en el torso de la persona, se asume una exposición homogénea de cuerpo entero. En base al valor de

dosis absorbida que el dosímetro colocado en el torso registra se calcula la dosis efectiva, que permite estimar el riesgo asociado. Sin embargo, en condiciones de exposición no homogéneas el monitoreo de cuerpo entero no brinda una adecuada estimación. Las dosis absorbidas en piel pueden ser significativas cuando están presentes radiaciones poco penetrantes, como fotones de baja energía o radiación beta. Además, se debe considerar que en algunos ambientes laborales las extremidades están particularmente cerca de las fuentes emisoras de radiación.

Objetivo

Desarrollar un sistema de detección termoluminiscente que permita estimar la dosis superficial recibida por el personal ocupacionalmente expuesto en situaciones de exposición a campos mixtos beta-gamma.

Capítulo 1

Marco teórico

1.1. Introducción

La luminiscencia es la emisión de radiación en los rangos infrarojo, visible o ultravioleta por la materia. Puede ocurrir en un amplio grupo de materiales bajo diferentes circunstancias. La principal característica de la luminscencia es que el espectro de radiación emitida es un atributo del objeto en si mismo, donde la emisión es estimulada por un proceso interno o externo. Este fenómeno debe ser distinguido de la incandescencia, que es la emisión de radiación por una sustancia en virtud de ser expuesta a altas temperaturas (radiación de cuerpo negro). El espectro de radiación emitido por objetos incandescentes no es sensible a las características de este, por lo que presenta un comportamiento similar al modelo genérico de cuerpo negro independientemente del material que está siendo analizado [5].

La luminiscencia térmicamente estimulada o termoluminiscencia es la emisión de luz de un material aislante o un semiconductor luego de la absorción de radiación ionizante. El fenómeno es conocido desde principios del año 1663, a partir de la observación del brillo de diamantes en la oscuridad al ser calentados por el cuerpo humano. La importancia de este fenómeno en radiodosimetría radica en el hecho de que la cantidad de luz emitida es directamente proporcional a la dosis absorbida por el material irradiado. Entonces, utilizando una apropiada calibración es posible evaluar la dosis debida a un campo de radiación y establecer un método de dosimetría [6].

La termoluminiscencia de una muestra es un proceso que puede ser descrito en dos pasos:

- Inducción o excitación del material mediante la exposición a radiación ionizante.
- Estimulación de la emisión termoluminiscente mediante el calentamiento del material [7].

A pequeña escala, los sólidos cristalinos consisten en un cristal con todos los átomos ocupando los sitios correspondientes de la red cristalina. Las propiedades luminiscentes de los sólidos dependen de las propiedades de la estructura cristalina[5]. Para que un material sea termoluminiscente debe contener cierto tipo de defectos en su estructura regular. Estos defectos deben ser capaces de formar pares electrón-hueco durante la exposición a radiaciones ionizantes. Además, las cargas capturadas deben ser retenidas en un estado estable hasta que la muestra sea sometida a una temperatura adecuada para liberar los electrones de las trampas, con lo cual se emite luz. Los defectos en la estructura pueden ser llamados centros de termoluminiscencia. El proceso de excitación consiste esencialmente en el llenado de trampas. La respuesta termoluminiscente de una dada muestra a una dosis conocida de radiación depende del número de trampas llenas [7].

Cuando millones de átomos se unen para formar una masa considerable de material sólido, los orbitales externos se superponen y se dividen en varios subniveles, todos con energías ligeramente diferentes. Se puede considerar que el orbital ahora consiste en una banda de energía[5]. La formación de bandas de energía se produce independientemente de si los niveles de energía están ocupados por electrones o no. Por lo tanto, en un material sólido típico, los electrones más externos ocupan una banda llamada banda de valencia, sobre la cual se encuentra la siguiente banda de mayor energía llamada banda de conducción. La diferencia de energía entre la energía más alta de la banda de valencia y la energía más baja de la banda de conducción se denomina energía de intervalo de banda[5].

Cuando cualquier material sólido es excitado por la radiación energética, los electrones pueden ser excitados fuera de la banda de valencia hacia la banda de conducción. Esto deja un hueco en la banda de valencia. El electrón en la banda de conducción puede disipar el exceso de energía en pequeñas cantidades de calor hasta que alcance el borde de energía más bajo (parte inferior) de la banda de conducción. Luego puede caer de nuevo en el hueco en la banda de valencia, emitiendo un fotón cuya energía es igual a la diferencia de energías entre la banda de conducción y la banda de valencia[5] [8]. En adición a esas bandas que están presentes en todo sólido, existen estados de electrones localizados producidos por átomos de impurezas, electrones o huecos, en centros de defectos. Estos estados son niveles comparativamente cecanos que ocurren entre las bandas de energía de valencia y de conducción. Son llenados durante la irradiación de la muestra, y en el proceso de estimulación térmica se liberan y recombinan, emitiendo la radiación que da origen a la termoluminiscencia [7].

Un electrón en una trampa es análogo a una pelota en un pozo de potencial gra-

vitatorio, es decir, posee una barrera de potencial. Dependiendo de la estructura de la impureza la energía de enlace al elemento de carga es diferente. Los picos de brillo aparecen a diferentes temperaturas a medida que se vacían las diferentes trampas. La estructura de las curvas de brillo de los diversos elementos de detección son complejas, y el número de picos varía para cada compuesto[7]. En la Figura 1.1 se muestra parte de la curva de brillo de un cristal de Fluoruro de Litio (LiF) 700, $^7\text{LiF} : \text{Mg}, \text{Cu}, \text{P}$ (esta notación indica que se trata de un cristal de LiF , con impurezas de Mg, Cu y P).

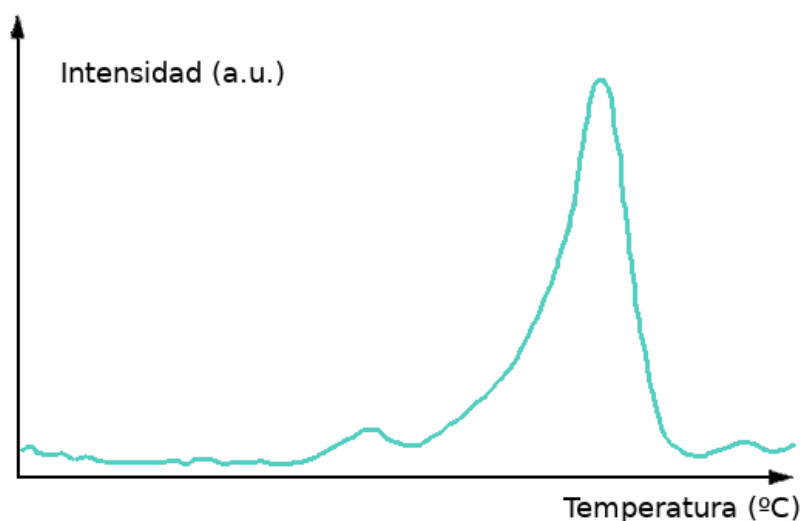


Figura 1.1: Curvas de brillo de LiF 700. Imagen extraída del apunte de protección radiológica del Instituto Balseiro.

Se ha demostrado que la integral del área bajo la curva de brillo entre dos valores de temperaturas (por ejemplo, temperatura ambiente y máxima temperatura de lectura) esta correlacionada con la energía luminosa emitida, que es proporcional a la dosis absorbida por el detector. Por este motivo, las curvas de brillo usualmente se muestran como intensidad de emisión en función de la temperatura del ciclo de lectura. La mayoría de los dispositivos de lectura realizan la medición de uno o más de los picos de brillo emitidos[6].

Existen diferentes modelos que representan el comportamiento de la emisión termoluminiscente. El más simple de ellos es el modelo que presenta solo un tipo de trampas y un tipo de centros de combinación, *One Trap One Recombination Center* OTOR por sus siglas en inglés, representado en la Figura 1.2. Se asume que las trampas son del tipo trampa de electrones y los centros de recombinación del tipo hueco. Las trampas y los centros de recombinación se van llenando con sus respectivos tipos de cargas durante la irradiación. Durante el calentamiento los electrones son liberados de las trampas y se convierten en cargas libres en la banda de conducción. El movimiento del

electron a través del material puede encontrarse con un hueco, recombinarse y emitir luminiscencia, o volver a caer en una trampa vacía en un proceso llamado recaptura [7].

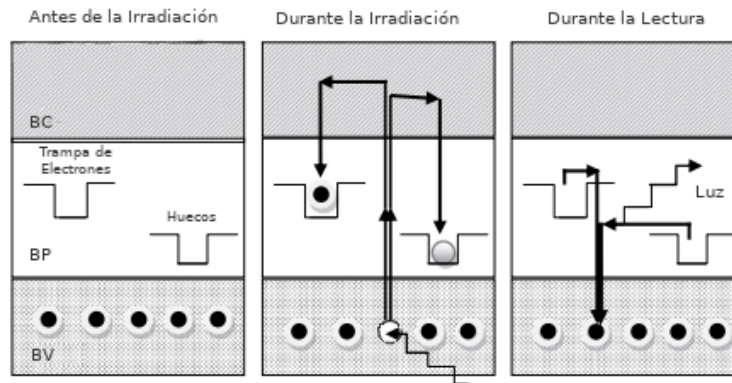


Figura 1.2: Modelo OTOR. BC: banda de conducción, BP: banda prohibida, BV: banda de valencia. Imagen traducida de[6].

1.2. Detectores termoluminiscentes

Las características más importantes de los dosímetros termoluminiscentes (TLD) son: precisión, exactitud, homogeneidad del lote, pérdida de señal o *fading*, sensibilidad, reproducibilidad y dependencia de la energía [6].

La precisión en una medición dosimétrica es un término relacionado a incertezas aleatorias asociadas con la medición y a los métodos estadísticos aplicados a un número repetido de mediciones. Por otra parte, la exactitud de una medición dosimétrica es la proximidad del valor esperado o valor real, con el valor medido. La incertidumbre es un parámetro que describe la dispersión de los valores medidos de una cantidad y puede evaluarse mediante métodos estadísticos. El error de medición es la diferencia entre el valor medido de una cantidad y el valor verdadero esperado de esa cantidad. A partir de las incertezas se puede describir la dispersión de los valores medidos [6]. Los valores de incertezas asociados a los resultados de este trabajo surgen de un análisis realizado sobre la cadena de medición de dosimetría de la División Protección Radiológica (25 % para un intervalo de confianza del 95 %)[9].

La homogeneidad del lote es un método de control de calidad de una nueva partida de dosímetros vírgenes. Generalmente todos los dosímetros vírgenes son irradiados con una dosis conocida. Posteriormente se leen, se calcula la media y el desvío estándar de las lecturas, analizando la respuesta individual de cada dosímetro [6]. Cualquier dosímetro que se encuentre fuera del límite de tolerancia, en general del 5 %, es descartada o eventualmente se identifica el dosímetro y se aplica un factor de sensibilidad individual.

El fading representa el decrecimiento de la señal termoluminiscente en función del tiempo después de la irradiación [6]. Incluso con energías relativamente grandes entre la banda de conducción y las trampas, existe una probabilidad finita de que los electrones ganen suficiente energía a temperatura ambiente como para escapar de la trampa. Mientras menor sea la diferencia de energía necesaria para alcanzar la banda de conducción, mayor será la probabilidad de emisión espontánea y, por lo tanto, menor será el valor de emisión registrado al momento de la lectura. Este fenómeno puede verse incrementado en algunos materiales termoluminiscentes por la exposición de los cristales a la luz, especialmente a la radiación ultravioleta [10]. La estabilidad de la señal es una importante consideración en la elección de un material para ser considerado como dosímetro [6].

Es importante que los dosímetros termoluminiscentes (TLD) tengan una respuesta lineal entre la dosis absorbida y la emisión de luz. Si se emplea un dosímetro para

medir dosis fuera de su rango de linealidad deben emplearse factores de corrección, lo que inevitablemente introduce errores en la estimación de dosis. La zona de respuesta lineal de un dosímetro depende tanto del material como del método de lectura. Existen límites de tolerancia en la linealidad de la respuesta para diferentes aplicaciones [6]. La mayoría de los dosímetros presentan una región donde la intensidad de luz emitida (F) es proporcional a la dosis entregada (D), es decir $F \propto D$; seguida por una región de eficiencia realzada, donde la respuesta es supralinear $F \propto D^\phi$ con $\phi > 1$. A dosis más altas se observa una respuesta sublineal, debida a la saturación de trampas y centros luminiscentes. Finalmente, a dosis muy elevadas el daño provocado por la radiación produce la disminución del nivel de luz emitida, se especula que este fenómeno es debido a la creación de centros de captura adicionales no luminiscentes que compiten con los originales. Con el fin de describir cuantitativamente la respuesta a dosis $f(D)$ que representa una medición de la eficiencia termoluminiscente efectiva, se la define según la Ecuación 1.1 [11].

$$f(D) = \left[\frac{\frac{F(D)}{D}}{\frac{F(D^*)}{D^*}} \right] \quad (1.1)$$

$F(D)$ es la intensidad de luz emitida cuando se depositó la dosis D , mientras que $F(D^*)$ es la intensidad de la señal luminosa a la dosis más baja D^* . Cuando el valor de $f(D) > 1$ es un indicador de que se ingresó en la región de supralinearidad [11].

La sensibilidad puede ser definida como la cantidad de luz emitida por el material por unidad de exposición de radiación. La sensibilidad para cierto tipo de dosímetro depende de muchos factores, como el tipo y la concentración de impurezas, el sistema de lectura, tasa de calentamiento, entre otros. Deben seleccionarse dosímetros con una sensibilidad adecuada para cada aplicación particular [6].

La reproducibilidad es una característica que involucra todo el sistema de dosimetría. Un sistema de TLD está compuesto por el detector propiamente dicho, la lectora, el proceso de calibración y la irradiación. Que un sistema sea reproducible significa que idealmente debería obtenerse la misma lectura al irradiar un dosímetro a la misma dosis y bajo condiciones de irradiación similares. Los valores de reproducibilidad se expresan como la desviación estándar de los factores de calibración. [6].

La dependencia de energía es el cambio de la respuesta termoluminiscente a una cierta dosis en función de la energía de la radiación. Por este motivo, es esencial que las características de absorción y dispersión de radiación del dosímetro sean similares a las del material donde se desea medir la dosis [6].

Las principales ventajas del uso de TLDs para dosimetría personal son su pequeño tamaño físico, la independencia de cables u otro equipamiento auxiliar y el que sean materiales tejido equivalentes. A continuación se enumeran las ventajas y desventajas de la dosimetría mediante materiales termoluminiscentes [6].

Ventajas

- Exactitud y precisión (aproximadamente un 3% para dosis altas).
- Linealidad en un amplio rango de energías.
- Reutilizables.
- Relativa independencia de energía y tasa de dosis.
- Material tejido equivalente.
- Pequeño tamaño.
- Variedad de presentaciones disponibles (láminas, polvos, chips, etc.).
- Independencia direccional.
- Pequeño volumen sensible.
- Independencia de la presión.

Desventajas

- Existencia de fading.
- Borrado de los datos durante el proceso de lectura.
- Se requiere tomar muchas precauciones para obtener resultados con una buena exactitud.
- La lectura no es instantánea.
- No son recomendables para la calibración de haces.
- Se requiere invertir un tiempo considerable para su lectura y calibración.
- Falta de uniformidad.
- Respuesta dependiente de la energía.

1.3. Modelos Cinéticos de Curva de Brillo

Cuando se habla de modelos teóricos de curvas de brillo es frecuente escuchar el término "*Kinetic Order*" (KO) u orden cinético. Este término es heredado de la química, donde es utilizado para describir el cambio en la concentración de reactivos durante una reacción química. En termoluminiscencia, las distintas variables de las que depende la intensidad de luz emitida según cada modelo da lugar a los diferentes órdenes cinéticos.

1.3.1. Modelo de Primer Orden

Randall y Wilkins (RW) fueron los primeros en sugerir un modelo teórico para la emisión termoluminiscente. En su modelo, asumieron un reatrapamiento despreciable y una tasa de calentamiento lineal [12]. Bajo estas condiciones llegaron a la expresión de la curva de brillo según la Ecuación 1.2.

$$I(T) = n_0 \cdot s \cdot \exp\left(-\frac{E}{kT}\right) \exp\left[-\int_{T_0}^T \left(\frac{s}{\beta}\right) \exp\left(-\frac{E}{kT'}\right) dT'\right] \quad (1.2)$$

n_0 : número de cargas atrapadas al momento inicial.

T_0 : temperatura al comienzo del ciclo.

T : temperatura de lectura.

s : factor de frecuencia.

E : energía de activación de la trampa.

k : constante de Boltzmann.

β : tasa de calentamiento, tal que $T = T_0 + \beta t$.

Este modelo es considerado como una categoría de cinética de primer orden (FO), dado que la intensidad de brillo emitido a cualquier temperatura depende de la concentración de trampas activas " n " a esa temperatura. Las características distintivas de este modelo son:

1. La curva de brillo tiene una forma asimétrica, creciendo relativamente lento y decayendo de manera abrupta.
2. El pico de brillo se traslada a valores mayores de T cuando aumenta E .

3. La temperatura de máxima intensidad de emisión T_m incrementa linealmente con E .
4. E y s tienen efectos opuestos en T_m .
5. Las características del pico de brillo, es decir, la temperatura de pico máxima T_m y la forma del pico no cambian cuando se modifica la concentración inicial de trampas llenas n_0 . Esto significa que los valores máximos son independientes de la dosis de radiación administrada a la muestra. Sin embargo, la curva de intensidad de brillo (caracterizada por el área y la altura del pico) aumenta en proporción directa a n_0 para E , s y β fijos. Esto significa que la intensidad es directamente proporcional a la dosis administrada a una muestra, asumiendo que el llenado de trampas es directamente proporcional a la dosis. Estas características son exclusivas de la cinética de FO y son de primordial importancia en la aplicación de los TLD en la dosimetría de radiación, así como en el análisis cinético de las curvas de brillo [7].

1.3.2. Modelo de Segundo Orden

Garlick y Gibson modificaron el modelo de RW, considerando los fenómenos de recombinación y reatrapamiento de cargas. En este modelo, se asume que las probabilidades de ambos fenómenos son iguales. La intensidad de emisión es proporcional a n^2 , por lo que se considera un modelo cinético de segundo orden (SO). La ecuación que describe la curva de brillo se muestra en la Ecuación 1.3, podemos notar que solo se agrega el factor N que representa la cantidad total de trampas del material [13].

$$I(T) = n_0^2 \frac{s}{N} \exp\left(-\frac{E}{kT}\right) \left[1 + \frac{n_0 s}{\beta N} \int_{T_0}^T \exp\left(-\frac{E}{kT'}\right) dT'\right]^{-2} \quad (1.3)$$

1.3.3. Modelo de Orden General

May y Partridge propusieron una expresión para la intensidad de termoluminiscencia como:

$$I = -\frac{dn}{dt} = s'n^b \exp\left(-\frac{E}{kT}\right) \quad (1.4)$$

Donde s' y b son constantes empíricas llamadas *factor pre-exponencial* y *orden cinético* respectivamente. La intención de esta ecuación es brindar una expresión general para las emisiones de luz que cumpliera no solo con las ecuaciones cinéticas de primer y segundo orden, sino con todos los posibles esquemas físicos que puedan ser aplicables a las curvas de brillo [7].

1.4. Método de Simulación de Monte Carlo

El nombre *Monte Carlo* fue acuñado por científicos que trabajaban en el proyecto de armas nucleares en Los Alamos durante los años 1940 para designar una clase de métodos numéricos basados en el uso de números aleatorios. Actualmente, los métodos Monte Carlo son utilizados para resolver problemas físicos y matemáticos complejos, particularmente los que involucran múltiples variables independientes, donde los métodos numéricos convencionales demandarían cantidades considerables de memoria y tiempo coputacional[14].

Una simulación de Monte Carlo consiste en la generación numérica de historias aleatorias. En una simulación de transporte de radiación, la historia o camino de una partícula es observado como una cadena markoviana, que terminan con un evento de interacción donde la partícula cambia su dirección de movimiento, pierde energía, transforma masa en energía y/o produce partículas secundarias. Para determinar las características físicas del evento (tipo, estado final y partículas secundarias) se requiere de un modelo de interacción, por ejemplo, un conjunto de secciones eficaces diferenciales (DCS) para los mecanismos de interacción relevantes.[14] Las DCS determinan las funciones de distribución de probabilidad de las variables aleatorias que caracterizan el camino:

- Camino libre entre eventos de interacción sucesivos.
- Tipo de interacción que toma lugar.
- Energía perdida en la deflexión angular en un evento particular.

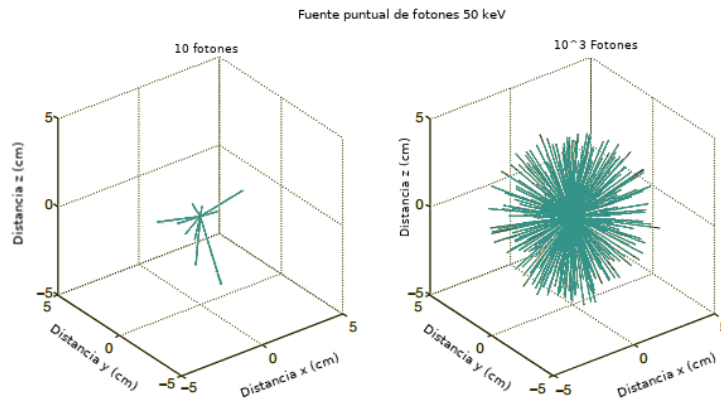


Figura 1.3: Resultados de la simulación de Monte Carlo del campo de radiación primaria para 10 y 10^3 fotones emitidos con probabilidad uniforme por una fuente puntual de 50 keV en agua [15].

Una de las características esenciales de la simulación Monte Carlo es el empleo de números y variables aleatorias. Las variables aleatorias son generadas a partir de transformaciones numéricas de una distribución uniforme de números aleatorios [14]. Debido al carácter markoviano del transporte, se puede impedir la generación de una historia de partículas en un estado arbitrario en cualquier evento de su historia y reanudar la simulación en este estado, sin introducir ninguna variación en los resultados [14].

A modo de ejemplo, en la Figura 1.4 se observa una representación de las historias de partículas en diferentes materiales. Estas historias fueron determinadas por el método Monte Carlo, y si bien se simularon solo 50 partículas emitidas, permite tener una noción de la complejidad del comportamiento modelado mediante las ecuaciones de transporte. Todas las simulaciones se realizaron bajo las mismas características de simulación:

- Partículas: electrones.
- Energía inicial : 1E7 eV
- Energía de absorción de e^- : 1E4 eV
- Energía de absorción de fotones: 1E4 eV
- Espesor de bloque: 10 cm
- Número de partículas primarias: 50.

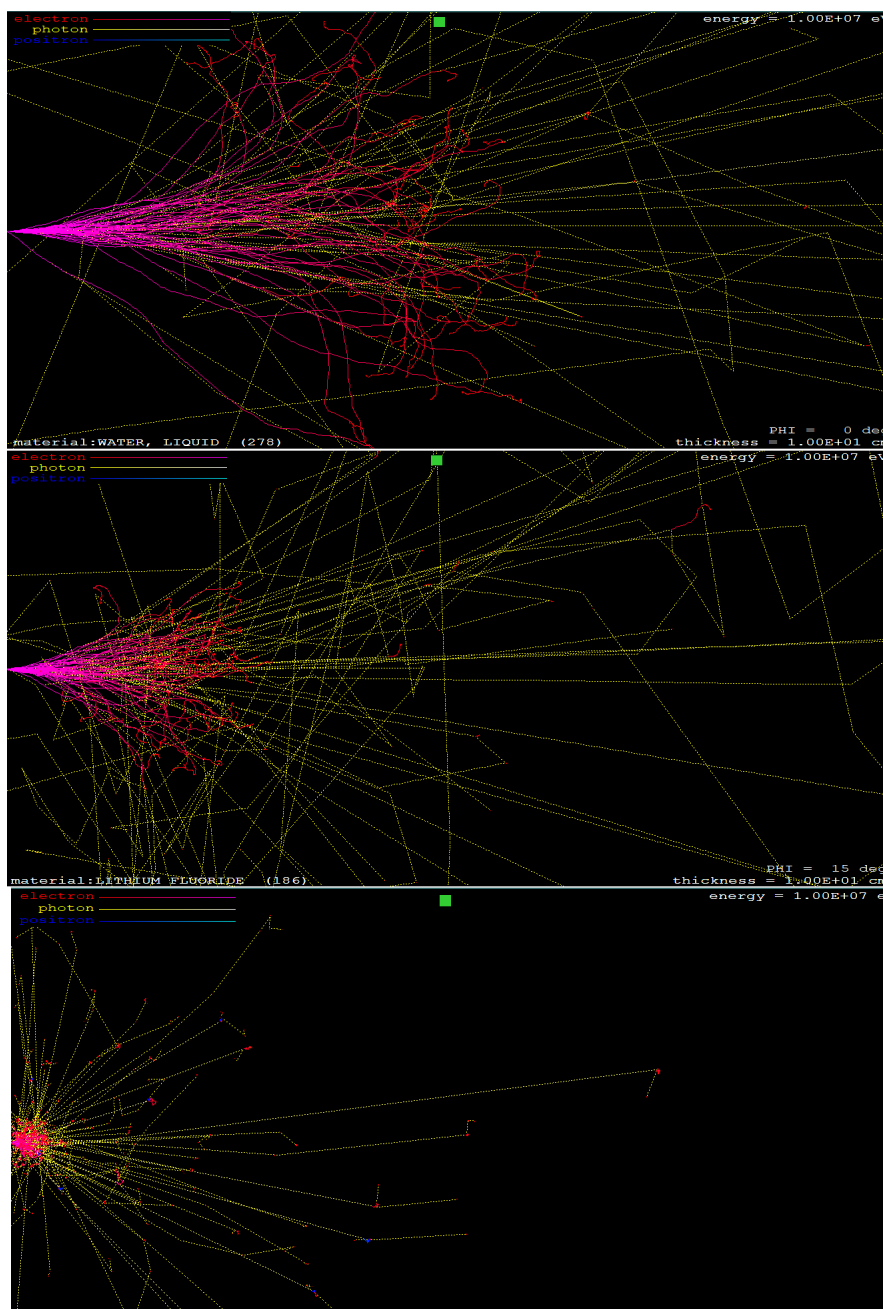


Figura 1.4: Historias trazadas por partículas β (rosa) y fotones de Bremsstrahlung (amarillo) originadas en una fuente puntual externa en contacto con un bloque de 10 cm de diferentes materiales. En la imagen superior se simuló agua, en la central LiF y en la inferior Plomo.

Capítulo 2

Materiales y Métodos

2.1. Introducción

En este capítulo se describen los elementos que fueron necesarios para llevar a cabo el presente proyecto.

2.2. Dosímetros

Se emplearon dosímetros en forma de chips TLD 100 (LiF:Mg,Ti) y 600H ($^6\text{LiF:Mg,Cu,P}$), de dimensiones 3 mm x 3 mm x 0.8 mm y 2.9 mm x 2.9 mm x 0.7 mm respectivamente[16]. Se dispuso de partidas de 77 cristales TLD 100 y 96 del tipo TLD 600H. Cada cristal está identificado mediante un código alfanumérico escrito en una de sus caras laterales. En la Figura 2.1 se pueden observar las partidas en conjunto y una vista en detalle de cada tipo de cristal.

Debido a que los TLD 600H presentan una mayor sensibilidad a la radiación que los TLD 100, se decidió utilizar el primer tipo para la detección de la radiación beta de baja energía. Con este fin se dispuso de una configuración de los elementos detectores como se muestra en la Figura 2.2. El primer elemento representa el espesor de la ventana del portadosímetro, el segundo el TLD 600H, mientras que el tercero el TLD 100.

Los cristales deben someterse a un ciclo de recocido antes de cada irradiación para eliminar posibles cargas remanentes de ciclos previos. Con este fin se expone a los detectores a una temperatura elevada durante un tiempo determinado, siguiendo recomendaciones del fabricante. De esta manera, se liberan los electrones que pudieran quedar atrapados en las trampas y se regresa al cristal a sus condiciones originales. Durante este trabajo se llevaron a cabo dos ciclos de recocido. Los TLD 100 fueron

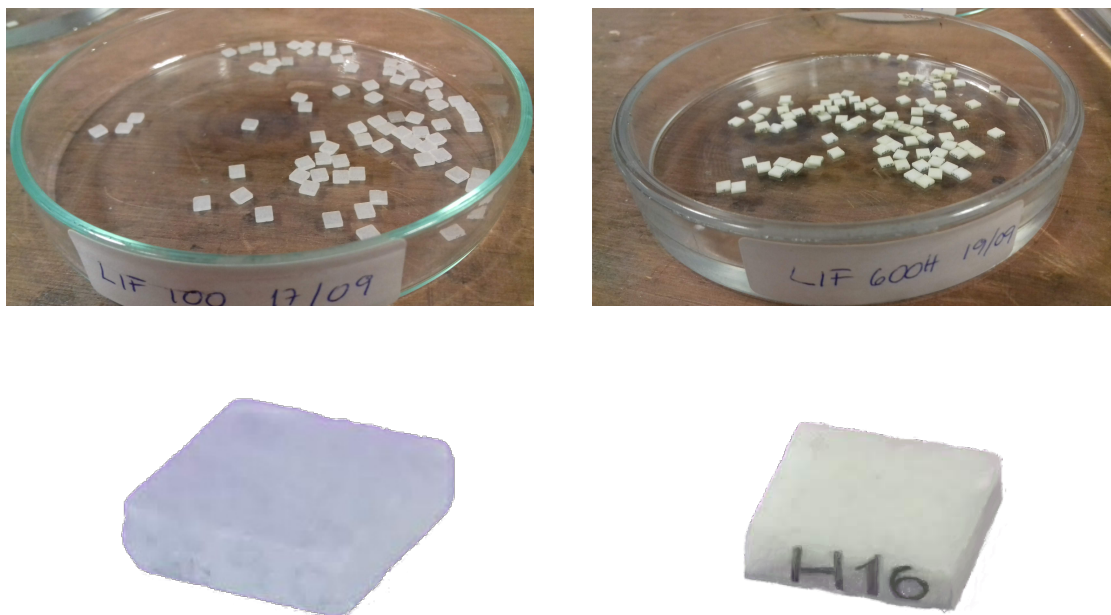


Figura 2.1: Cristales LiF 100 (izquierda) y LiF 600H (derecha). En la región superior se observa el lote de detectores, mientras que en la parte inferior se muestra en detalle cada cristal.

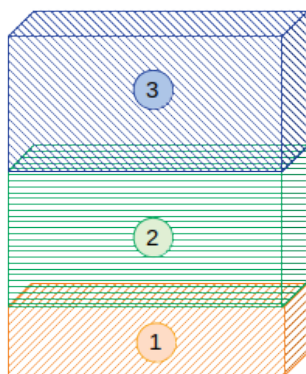


Figura 2.2: Configuración de elementos detectores. 1) Ventana del portadosímetro, 2) TLD 600H, 3) TLD 100.

colocados en una placa petri resistente a altas temperaturas y sometidos a un ciclo de 1 hora a 400 °C. Posteriormente son transferidos a otra placa petri a temperatura ambiente y colocados en otro horno 2 horas a 100 °C. Para finalizar se depositan los cristales en una tercera placa a temperatura ambiente, lo que produce un rápido enfriamiento. Los TLD 600H por otra parte, no resisten temperaturas muy elevadas, por lo que su ciclo de recocido consiste en 15 minutos en un horno a 240 °C seguido por un rápido enfriamiento por cambio de placa. Finalizada la etapa de recocido, los

detectores son almacenados a temperatura ambiente al resguardo de la luz.

El fondo de dosímetro o lectura de dosis cero se obtiene a partir de mediciones repetidas realizadas en dosímetros recocidos pero no irradiados. Esta cantidad es particularmente importante cuando los dosímetros se utilizan para mediciones de dosis bajas. A medida que aumenta la dosis, el fondo y su variación se vuelven menos importantes [17].

2.3. Lectora

Se utilizó una lectora de TLDs Harshaw 3500. Este modelo utiliza una plancheta de acero inoxidable para calentar por contacto al TLD en un ambiente enriquecido de nitrógeno (N_2). Antes de iniciar cada ciclo de lectura el N_2 se hace circular por el equipo durante aproximadamente media hora, con el objetivo de acondicionar la atmósfera del espacio donde se coloca el dosímetro a leer. El N_2 también fluye a través de la cámara del tubo fotomultiplicador, eliminando la humedad causada por la condensación y extendiendo de esta manera la vida útil del equipo. Durante todo el ciclo de lectura se mantiene un flujo constante de N_2 para prevenir fenómenos de triboluminiscencia (emisión de luz posterior a una deformación o a una fractura vía mecánica o térmica) indeseados [18].



(a) Lectora Harshaw 3500



(b) Plancheta de calentamiento

Figura 2.3: Lectora y plancheta

La temperatura es seleccionada a través de software, y controlada mediante termocuplas asociadas a la plancheta de calentamiento. El software de operación permite programar diferentes perfiles de temperatura en el tiempo, realizar las lecturas, almacenar e imprimir las curvas de brillo. En la Figura 2.3 se puede observar el equipo de lectura y la plancheta de calentamiento en mayor detalle.

Durante este desarrollo se evaluó la posibilidad de leer ambos cristales TLD juntos, siguiendo recomendaciones de fuentes bibliográficas [19]. Para esto se seleccionó un pro-

procedimiento de lectura que permitiese alcanzar una temperatura lo suficientemente elevada como para que ambos detectores realizaran la emisión de termoluminiscencia, sin superar la temperatura máxima de trabajo recomendada por el fabricante. En este caso, el TLD 600H es el más termosensible, ya que no se recomienda exponerlo a temperaturas mayores a 240 °C. Se colocó el TLD 100 en contacto con la plancheta de calentamiento y se agregó el TLD 600H en la parte superior, alineando ambos detectores. El protocolo de lectura utilizado consistió en un precalentamiento a 140 °C durante 10 segundos, seguido por una etapa de lectura de 20 segundos de duración, donde la temperatura aumenta hasta alcanzar los 240 °C.

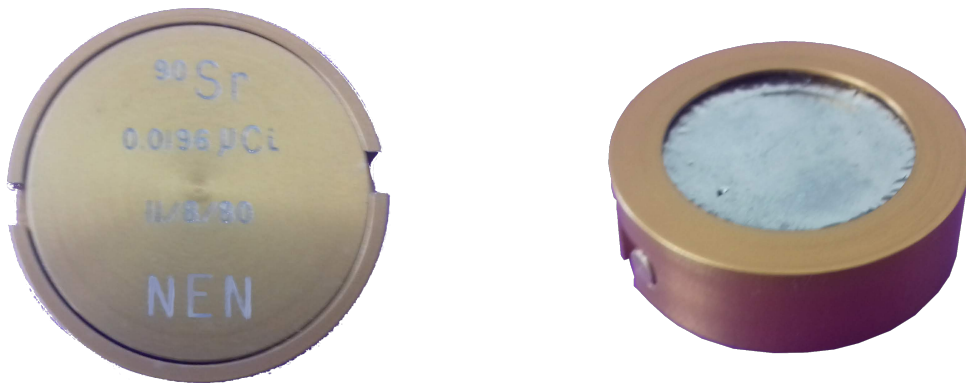
2.4. Fuentes radiactivas

Se realizaron ensayos con fuentes de calibración emisoras de radiación beta menos de ^{14}C , ^{99}Tc , ^{36}Cl , $^{90}\text{Sr} - ^{90}\text{Y}$ cuyas energías de emisión máxima y promedio se encuentran resumidas en la Tabla 2.1. Estas fuentes se caracterizan por tener su actividad homogéneamente distribuida entre dos láminas de mylar aluminizado de $0,9 \frac{\text{mg}}{\text{cm}^2}$ confinadas en un anillo de aluminio de 24 mm de diámetro exterior. Las mismas están contenidas en un disco de aluminio de 10 mm de altura y 32 mm de diámetro como el que se muestra en la Figura 2.4. Los certificados de calibración se adjuntan en el anexo 1.

Tabla 2.1: Información de las fuentes de calibración emisoras de radiación beta utilizadas. Se indica la actividad nominal de las fuentes según se informa en el certificado de calibración, generado el 08 de Noviembre de 1980 para todas las fuentes excepto para la fuente de ^{36}Cl calibrada el 19 de Agosto de 1980. Se informa también las energías de emisión beta máxima y energía promedio. La información de la fuente de $^{90}\text{Sr} - ^{90}\text{Y}$ se encuentra desglosada en los dos elementos que la componen.

Fuente	Actividad [μ Ci]	Energía Máxima [MeV]	Energía Promedio [MeV]
^{14}C	0,130	0,156	0,049
^{99}Tc	0,049	0,292	0,085
^{36}Cl	0,022	0,709	0,251
^{90}Sr	0,0079	0,546	0,196
^{90}Y	-	2,284	0,935

Se trabajó también con una fuente puntal de ^{137}Cs de 1.2 Ci de actividad, con un encapsulado modelo 3-M tipo 4F6S (Figura 2.5). Las características de encapsulado y calibración se presentan en el anexo 2. Las propiedades de la fuente se resumen en la Tabla 2.2.

**Figura 2.4:** Fuente emisora de betas en su blindaje.**Tabla 2.2:** Información de las emisiones de la fuente de calibración de ^{137}Cs [20].

Tipo	Prob. Emisión[%]	Energía Máxima [MeV]	Energía Promedio [MeV]
β^-	94.7	0,514	0,174
β^-	5.3	1.176	0.416
γ	85.1	0,662	-

**Figura 2.5:** Fuente de ^{137}Cs en su blindaje.

2.5. Fantoma

Se emplearon fantomas de dedos, fabricados en polimetilmetacrilato (acrílico) como los que se muestran en la Figura 2.6. Estos fantomas tienen forma de un cilindro sólido, de 20 cm de largo y 20 mm de diámetro.



Figura 2.6: Fantomas de dedos

Capítulo 3

Etapa de Diseño

3.1. Introducción

Los cristales de LiF son frágiles, y deben ser resguardados de agentes ambientales que podrían interferir con su adecuado funcionamiento y disminuir su tiempo de vida útil. Por este motivo deben ser colocados en cazoletas y portadosímetros antes de ser expuestos a la radiación. Para poder determinar $H_p(0,07)$ se requiere un diseño de portadosímetro especial, de un espesor lo suficientemente delgado como para permitir la estimación de la dosis superficial. Esto representa un desafío en cuanto a dosímetros de extremidades, ya que el mismo estará expuesto a una amplia variedad de agentes físicos. Se necesita entonces un diseño lo suficientemente robusto como para garantizar la integridad de los elementos detectores durante su manipulación, de manera que no interfieran ni limiten las tareas del personal que necesita ser monitoreado. Para realizar este trabajo se recurrió a la impresión 3D, dado que es una herramienta muy versátil que permite la producción y evaluación de prototipos en un breve lapso de tiempo.

3.2. Diseño de Cazoleta

Las cazoletas contenedoras de TLD usualmente están fabricadas de un material polimérico, el modelo estándar se muestra en la Figura 3.1. Sin embargo, no resultaron aptas para este trabajo debido a que sus dimensiones no eran las apropiadas para poder contener dos dosímetros. Además, al estar diseñadas con el objetivo de medir radiación gamma, la pared frontal posee un espesor tal que la mayoría de la radiación beta es absorbida, siendo imposible estimar la dosis en piel. Por estos motivos fue necesario diseñar una cazoleta que se adaptase a las necesidades de este caso particular. El nuevo diseño cumple las siguientes condiciones:

- Dimensiones suficientemente amplias como para contener dos cristales.

- Una ventana de detección lo suficientemente delgada como para minimizar la interferencia con la detección de partículas beta.
- Ser fabricada de un material resistente, tejido equivalente para bajas energías.



Figura 3.1: Cazoleta estándar

Utilizando una impresora 3D disponible para desarrollos experimentales en el Reactor RA6, se imprimieron carcasas siguiendo el modelo presentado en la Figura 3.3, en Ácido Poliláctico (PLA) transparente. Este material es biodegradable, económico, su impresión es simple y cumple con los requisitos de resistencia y densidad. Con la adecuada calibración de la impresora 3D se puede alcanzar un espesor mínimo de 0.1 mm. Sin embargo, este espesor de material resultó ser demasiado frágil como para brindar la protección necesaria a los TLD, por lo que se imprimió una ventana con dos capas de material (0.2 mm). En el resto del diseño se siguió el modelo original, manteniendo la forma cilíndrica, con encastrés que sirvan de soporte para una tapa deslizante en la región posterior. En la Figura 3.5 se muestra también la cazoleta impresa. Todas las experiencias de irradiación realizadas durante este trabajo se llevaron a cabo utilizando este tipo de cazoleta.

El espesor de la ventana de PLA es delgado, por lo tanto no es posible asegurar condiciones de equilibrio electrónico para la radiación beta de alta energía ni para la radiación gama. Sin embargo, se ha determinado que es preferible a efectos de calcular la dosis en piel, contabilizar las partículas beta que interactúan a nivel superficial, dado que los fotones y radiación beta de energía baja son las radiaciones que mayor dosis depositan en los primeros milímetros de tejido. De considerar un espesor mayor de PLA, los betas de menor energía no serían detectados, y habría una subestimación de la dosis cercana a la lámina basal de la piel. Además, debe considerarse que el camino libre medio de los fotones emitidos en el decaimiento del ^{137}Cs es mayor a la ventana de PLA [21], con lo cual es poco probable que realicen alguna interacción en dicha ventana. Por otro lado, debe tenerse en cuenta, que el no cumplir las condiciones de equilibrio

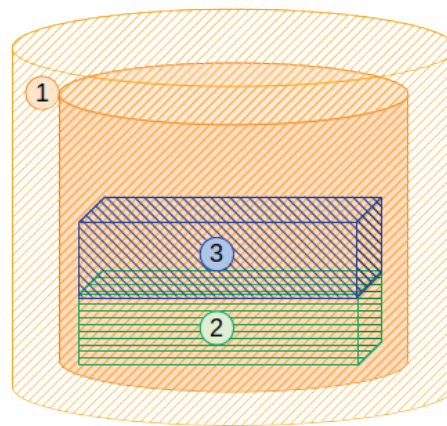


Figura 3.2: Esquema de la cazoleta con los cristales en su interior. 1) Cazoleta de PLA, 2) TLD 600H, 3) TLD 100.

electrónico para la radiación beta de energía más elevada, así como para la radiación gama, conlleva una subestimación de la dosis que aporta este tipo de radiación.

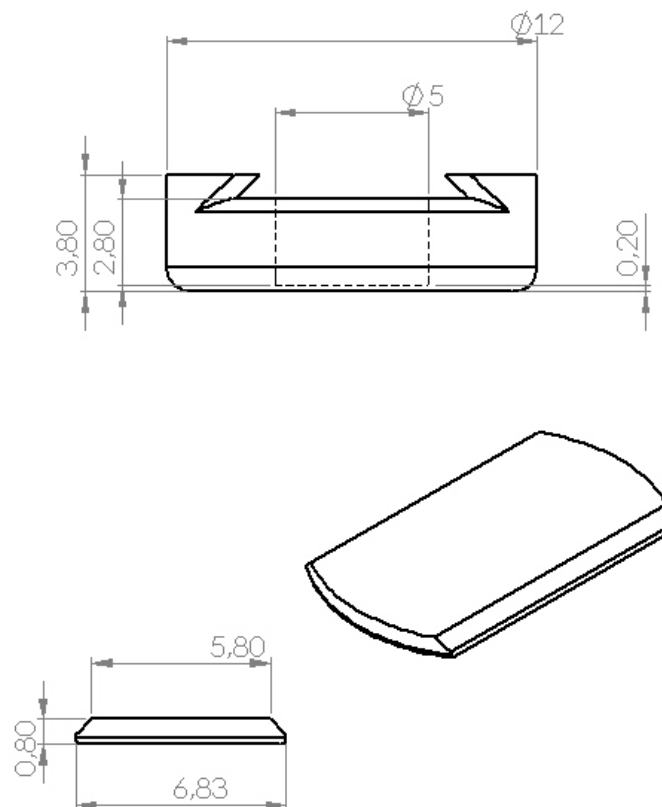


Figura 3.3: Croquis de la cazoleta, con dimensiones en mm.

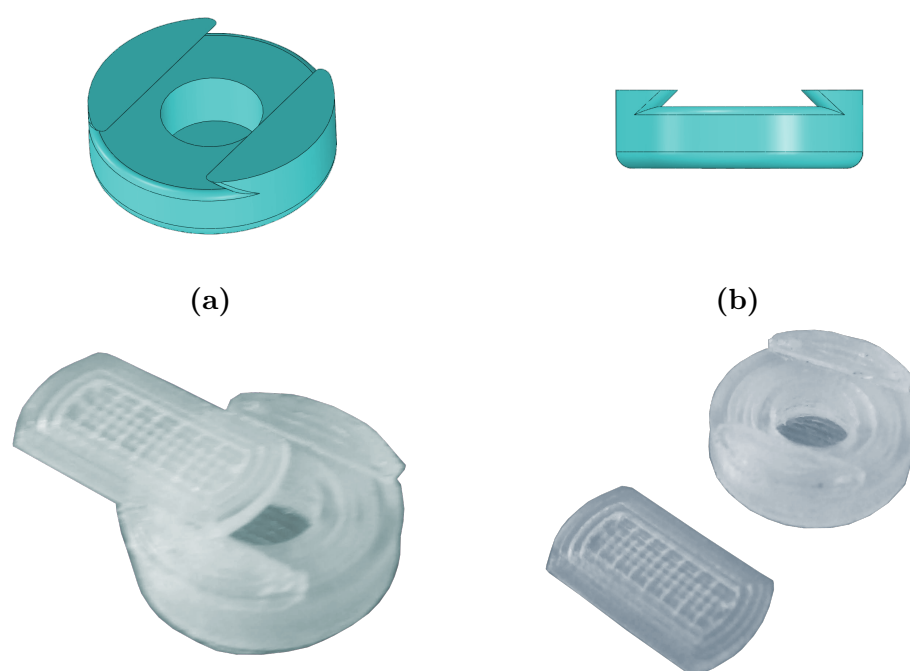


Figura 3.4: Diseño de la cazoleta (superior), y cazoleta impresa en PLA transparente (inferior).

3.3. Diseño de Anillo Portadosímetro

Para llevar a cabo el diseño del anillo portadosímetro se comenzó analizando el diseño actual de la Comisión Nacional de Energía Atómica (CNEA). Este modelo se muestra en la Figura 3.5, consiste en una estructura anular de plástico, abierta de manera que pueda adaptarse a un cierto rango de tamaños de dedos. En la parte frontal posee una cavidad cilíndrica donde se coloca la cazoleta y una tapa a rosca.



Figura 3.5: Diseño estándar de dosímetro de anillo.

3.3.1. Prototipo 1

En la Figura 3.10 se observa el primer prototipo diseñado. Este modelo se imprimió en poliuretano termoplástico flexible, un material resistente pero dotado de cierto grado de flexibilidad. La flexibilidad del material permite abrir y cerrar un compartimiento en la región frontal del anillo ejerciendo una leve presión en los laterales. Esta apertura es suficiente para colocar y sacar la cazoleta. En la Figura 3.7 se observa la versión impresa del anillo.

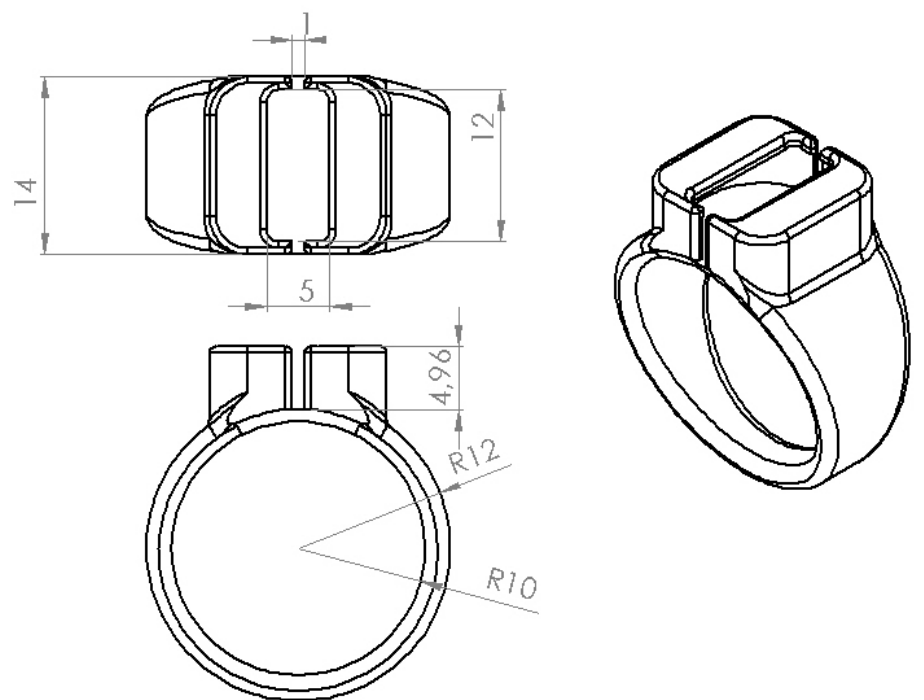


Figura 3.6: Croquis del prototipo número uno, con dimensiones en mm.

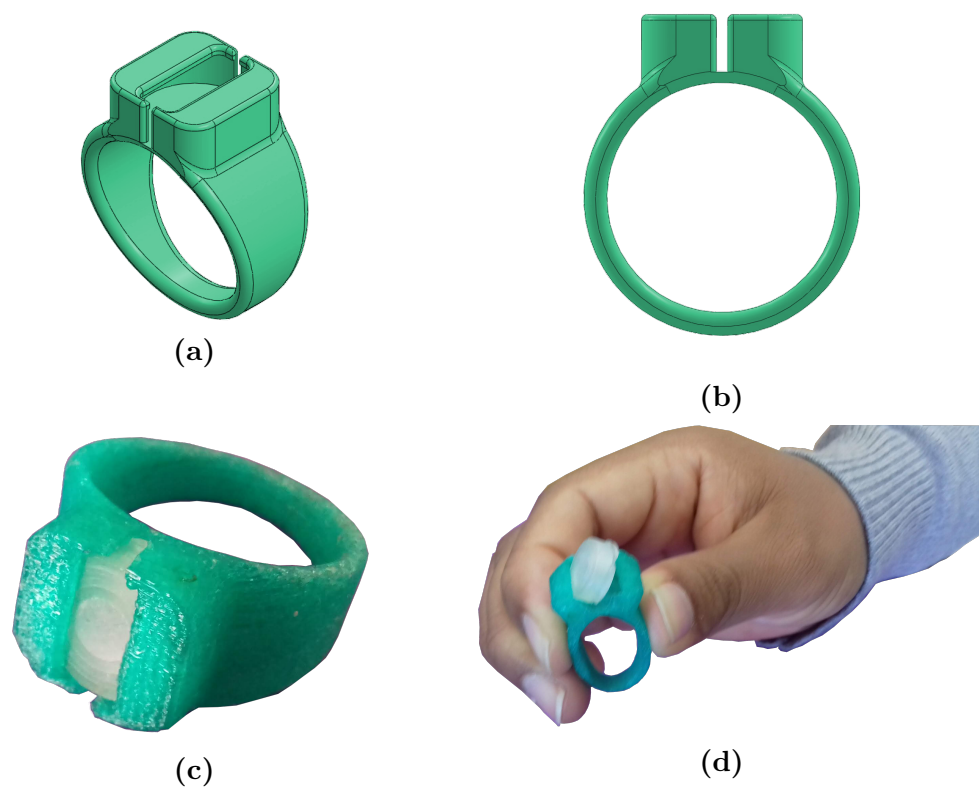


Figura 3.7: Prototipo de anillo portadosímetro número uno. En las imágenes (a) y (b) se muestran planos isométricos del diseño, la figura (c) muestra el anillo completo, mientras que en la (d) se representa la maniobra de apertura.

3.3.2. Prototipo 2

Si bien el Prototipo 1 resulta cómodo para el usuario y para el manejo del técnico en dosimetría, existe el riesgo de apertura accidental, que podría provocar la pérdida del dosímetro. Por este motivo se diseñó un segundo prototipo, Figura 3.8, agregando una banda de protección frontal de 3 mm de espesor.

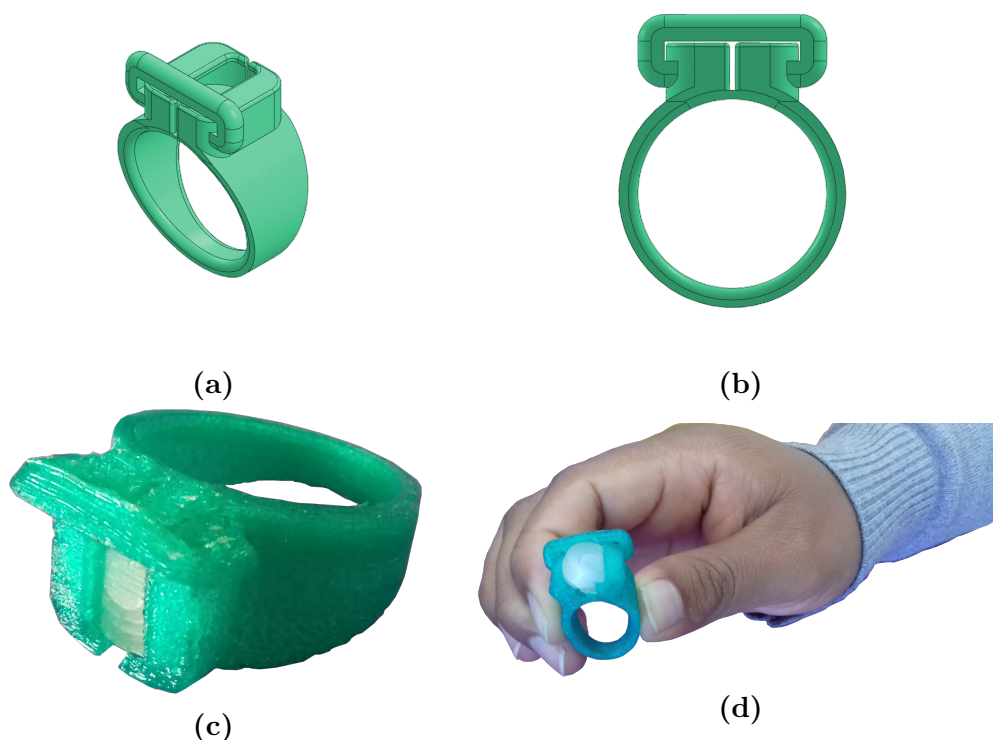


Figura 3.8: Prototipo de anillo portadosímetro número dos. En la imagen (a) se muestra el anillo completo, mientras que en la (b) se representa la maniobra de apertura.

Este prototipo presentó el problema de ser incómodo para el usuario, principalmente si la tarea a desempeñar requiriese el uso de guantes de látex, algo muy frecuente en ambientes laborales que involucran el manejo manual de fuentes radiactivas.

3.3.3. Prototipo 3

Se ensayó un tercer prototipo, como el que se muestra en la Figura 3.9. Este anillo consiste de una estructura rígida impresa en PLA de dimensiones similares a los prototipos previos. A diferencia de los diseños anteriores la cazoleta se ingresa por el dorso del anillo, donde una banda delgada de material ejerce presión y la mantiene en su lugar.

Este prototipo presentó un inconveniente al momento de impresión, ya que el equipo no pudo cerrar el anillo de manera correcta, provocando que la región posterior del

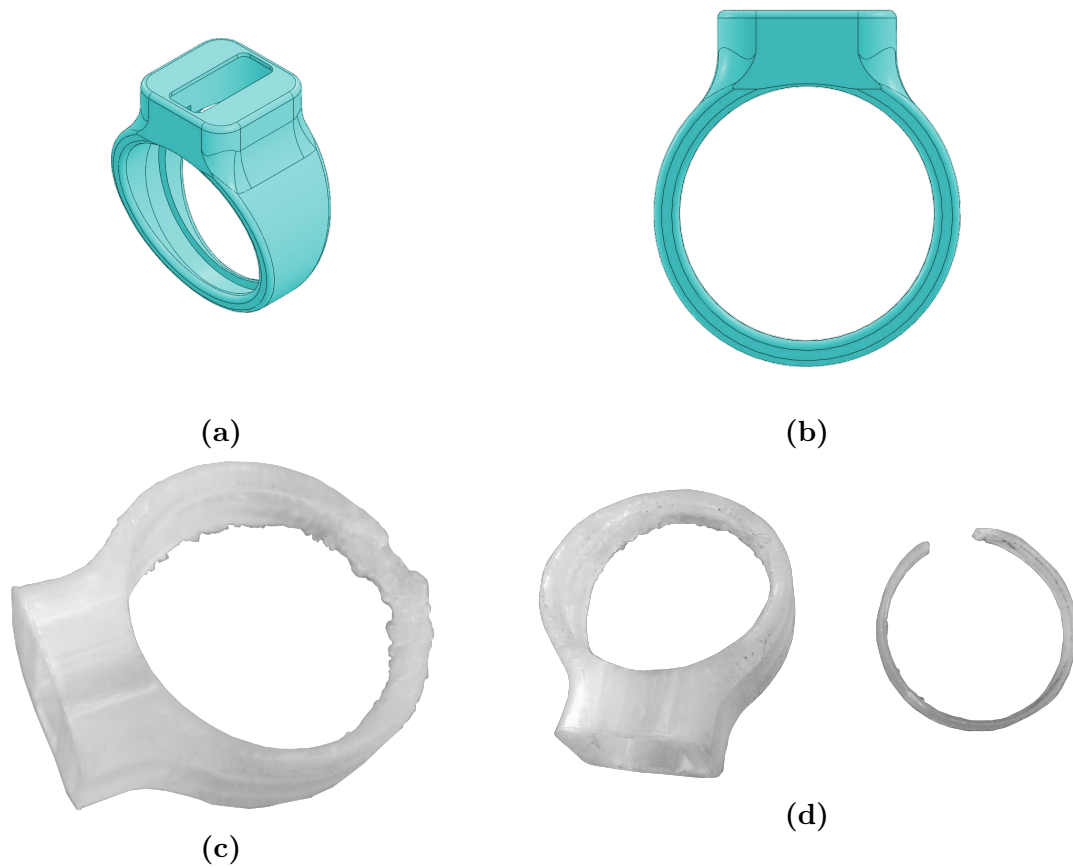


Figura 3.9: Prototipo de anillo portadosímetro número tres. En la imagen (a) y (b) se observan vistas isométricas, mientras que en la (c) se muestra el anillo impreso y en la (d) la estructura y el anillo de sostén por separado.

anillo quedase frágil y defectuosa.

3.3.4. Prototipo 4

Finalmente, se llegó al diseño definitivo. Con el propósito de conseguir dimensiones aún más pequeñas que brindaran mayor comodidad al usuario, se decidió que la cazoleta estuviese directamente integrada al anillo. El diseño final se muestra en la Figura 4.2. Se trata de una carcasa cilíndrica rígida de 3 mm de altura, con dos asas por donde pasa una banda elástica a modo de cerrar el anillo. La parte lateral tiene una curvatura que acompaña la forma anatómica del dedo. El hecho de usar una banda elástica como sujeción permite adaptarse a un amplio número de usuarios. En la parte posterior del anillo se encuentra una abertura por donde se ingresan los cristales. La tapa se coloca de manera similar a la cubierta posterior de un reloj. Consiste de un disco plano con dos pequeñas aletas laterales. Estas aletas ingresan en ranuras presentes en el borde de la abertura, y con un giro de 45° llegan a un tope que mantiene la tapa en su lugar. Siguiendo recomendaciones del personal técnico en dosimetría, se realizaron muescas para facilitar los procesos de cierre y apertura: dos en la tapa para permitir su rotación, y una en el lateral de la cazoleta para simplificar su apertura. En la Figura 4.4 se observan las vistas isométricas y los resultados finales del modelo.

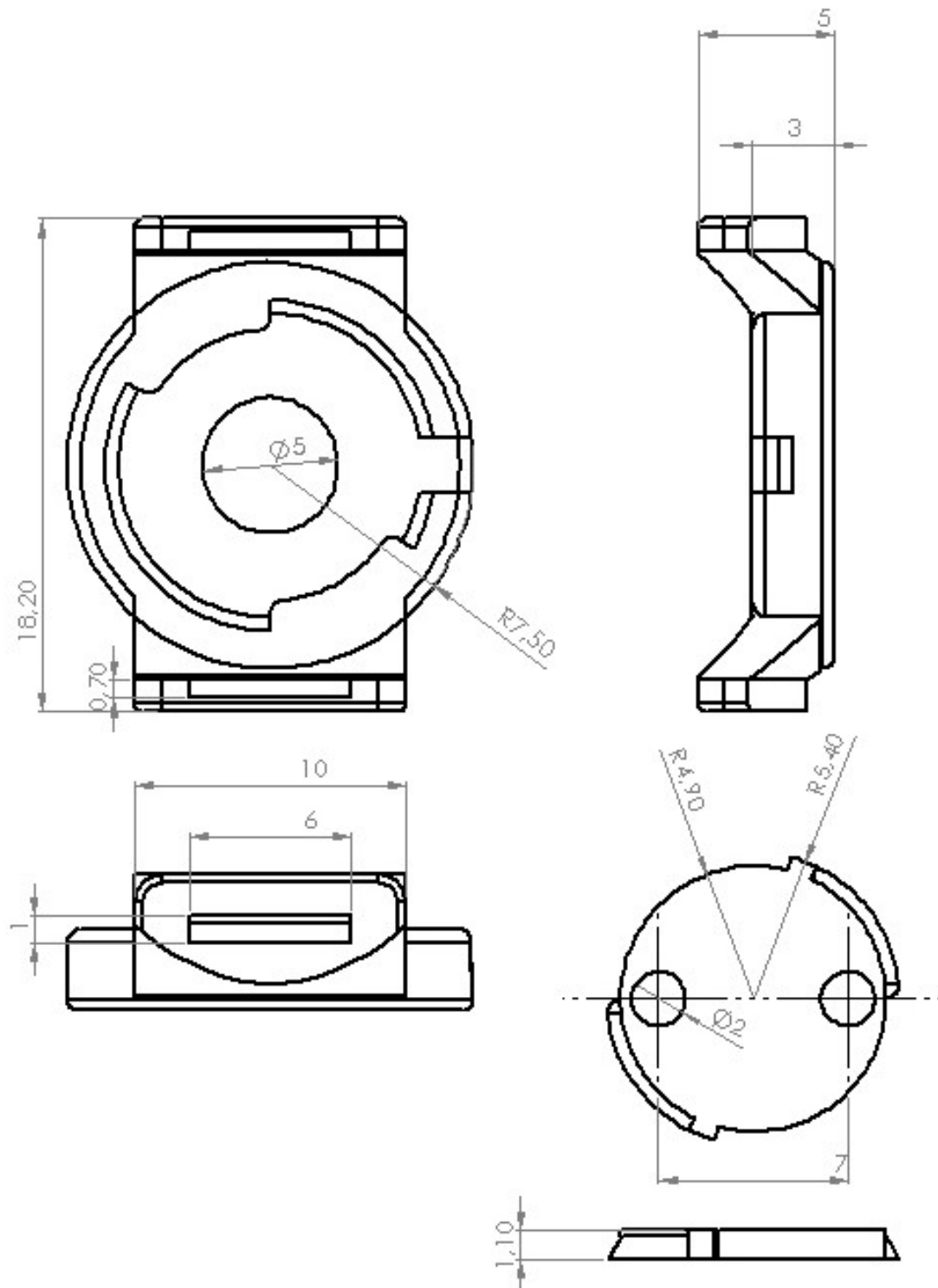


Figura 3.10: Croquis del diseño final, con dimensiones en mm.

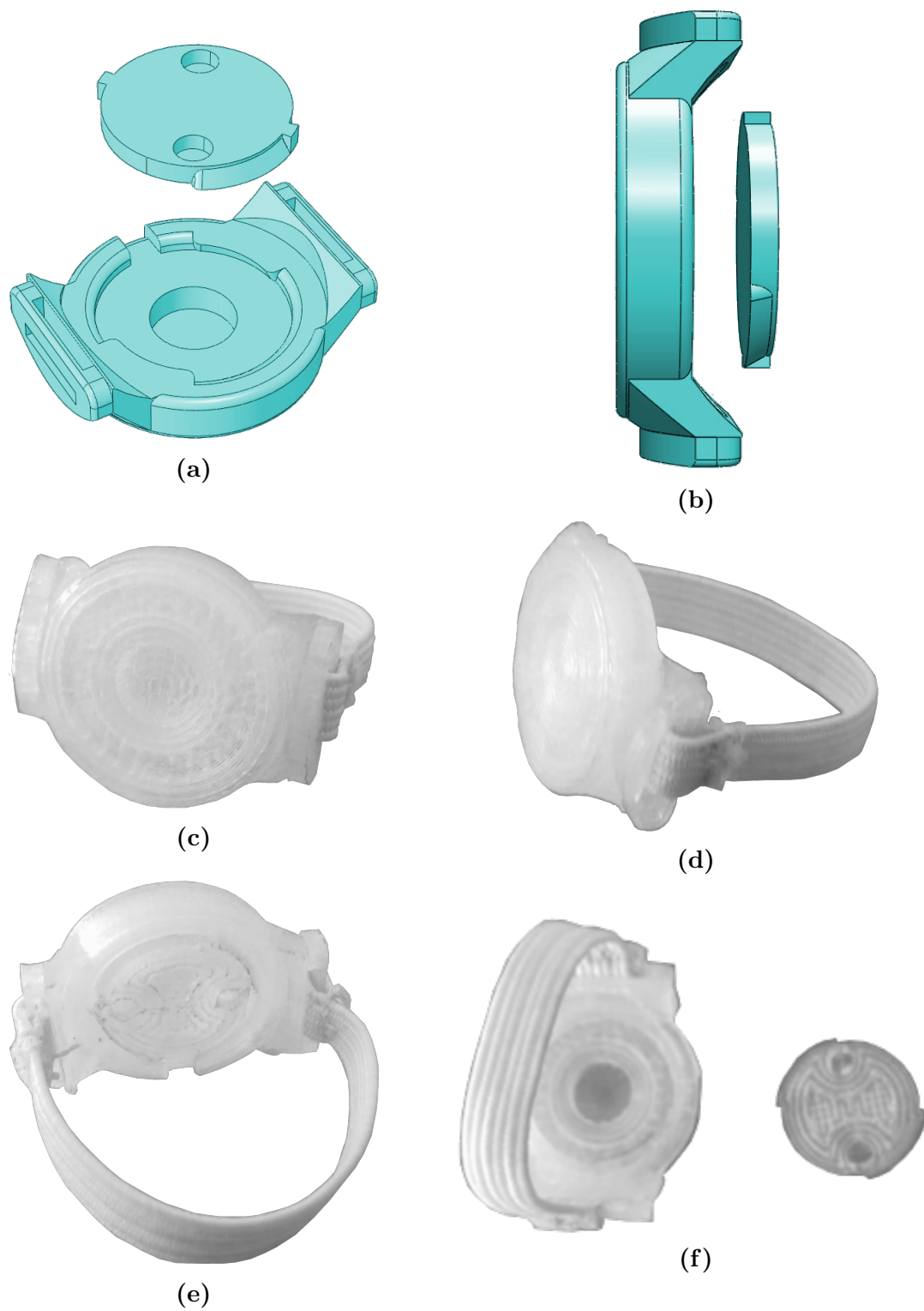


Figura 3.11: Imágenes del prototipo 4, en la parte superior se muestran las vistas isométricas y en la región inferior el anillo portadosímetro terminado.

Capítulo 4

Modelos Experimentales

4.1. Introducción

Durante la realización de este trabajo se llevaron a cabo dos tipo de irradiaciones. Por un lado se evaluó la respuesta de los dosímetros a la irradiación con fuentes emisoras de radiación beta de baja tasa de dosis, *Experiencia 1*. Por otro, se analizó la respuesta a radiación gamma y radiación beta de ^{137}Cs de una tasa de dosis mayor, explicada en la sección *Experiencia 2*. Antes de realizar cada experiencia se separaron del lote 10 dosímetros como grupo control. Estos dosímetros fueron almacenados en un lugar aislado de la radiación hasta el momento de su lectura, y sirven como estimadores del nivel de fondo.

4.2. Experiencia 1

En esta experiencia se utilizaron fuentes de calibración emisoras de radiación beta. Se colocaron las fuentes sobre una superficie plana y en una sala adecuadamente señalizada siguiendo criterios de protección radiológica. Al momento de distribuir las fuentes en la sala para realizar las mediciones se tuvo en cuenta el rango en aire de la radiación beta más energética emitida por cada una de las fuentes, para disminuir el riesgo de lecturas cruzadas. Para este cálculo se utilizaron los datos de rangos en aire tabulados [21].

En dirección perpendicular a la fuente y a una altura de 2.5 cm se colocaron los fantomas con los dosímetros adheridos a su superficie, como se observa en la Figura 4.1. Debido a la baja actividad de las fuentes, se utilizaron periodos largos de irradiación, dejando los dosímetros expuestos por una semana, situación que se tuvo en consideración para el cálculo de dosis. En la Figura 4.2 se observa una fotografía de los elementos utilizados durante la realización de esta experiencia.

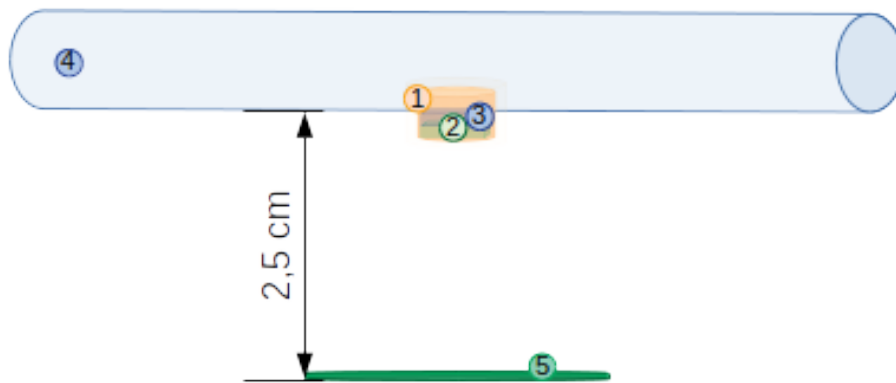


Figura 4.1: Esquema de la Experiencia 1. 1) Cazoleta de PLA, 2) TLD 600H, 3) TLD 100, 4) Fantoma de acrílico, 5) Fuente emisora de radiación beta.

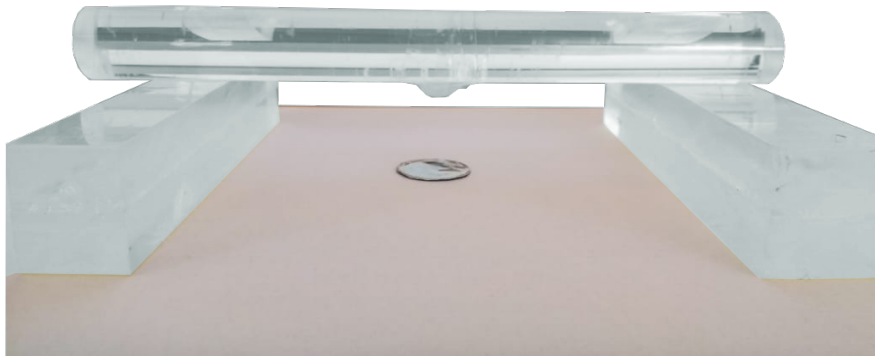


Figura 4.2: Disposición de los elementos durante la irradiación tipo 1.

4.3. Experiencia 2

La segunda experiencia se llevó a cabo utilizando la fuente de ^{137}Cs . Debido a la elevada actividad de la fuente y a la emisión de radiación γ de energía media, las mediciones fueron realizadas en un área controlada (hall del reactor RA6). Se realizaron adquisiciones bajo tres condiciones de irradiación diferentes:

- *Campo mixto:* Se colocaron los dosímetros en sus respectivos fantomas a 100 cm de distancia de la fuente, siguiendo el esquema representado en la Figura 4.3. A esa distancia los dosímetros se encuentran expuestos a un campo mixto de radiación gamma y betas más energéticos ($E > 0,350\text{MeV}$).
- *Campo gamma puro:* Se colocó un filtro de acrílico de 1,4 cm de espesor a la salida de la fuente, como se muestra en el esquema de la Figura 4.5. Este espesor de material es mayor al rango de las partículas betas más energéticas en acrílico, por lo que se puede garantizar que no existe influencia de radiación beta en el haz. La radiación gamma, por otra parte, no se ve afectada significativamente por la interposición del material, debido a que se trata de un espesor relativamente

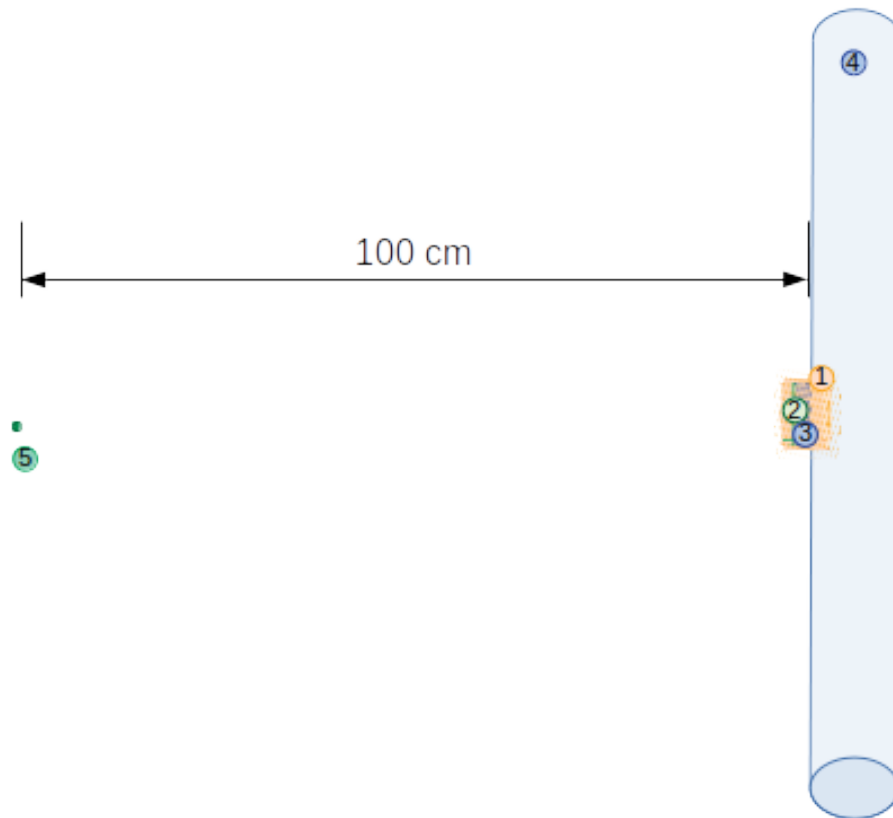


Figura 4.3: Esquema de la Experiencia 2 para la adquisición con campo de radiación mixto. 1) Cazoleta de PLA, 2) TLD 600H, 3) TLD 100, 4) Fantoma de acrílico, 5) Fuente puntual de ^{137}Cs .

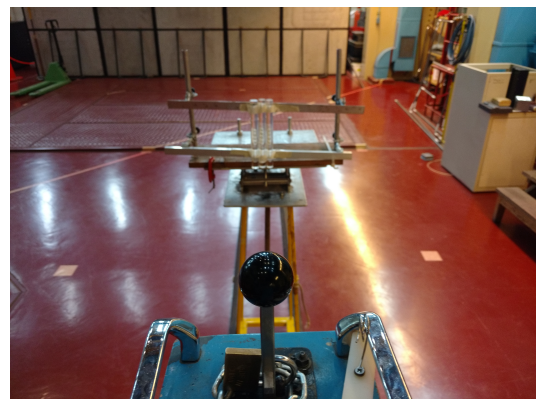


Figura 4.4: Posicionamiento de la fuente y detectores para la medición de campo de radiación mixta.

pequeño de un material de bajo número atómico. Se colocaron los dosímetros a

100 cm de distancia, y se los dejó irradiar hasta entregar una dosis de 5 mSv.

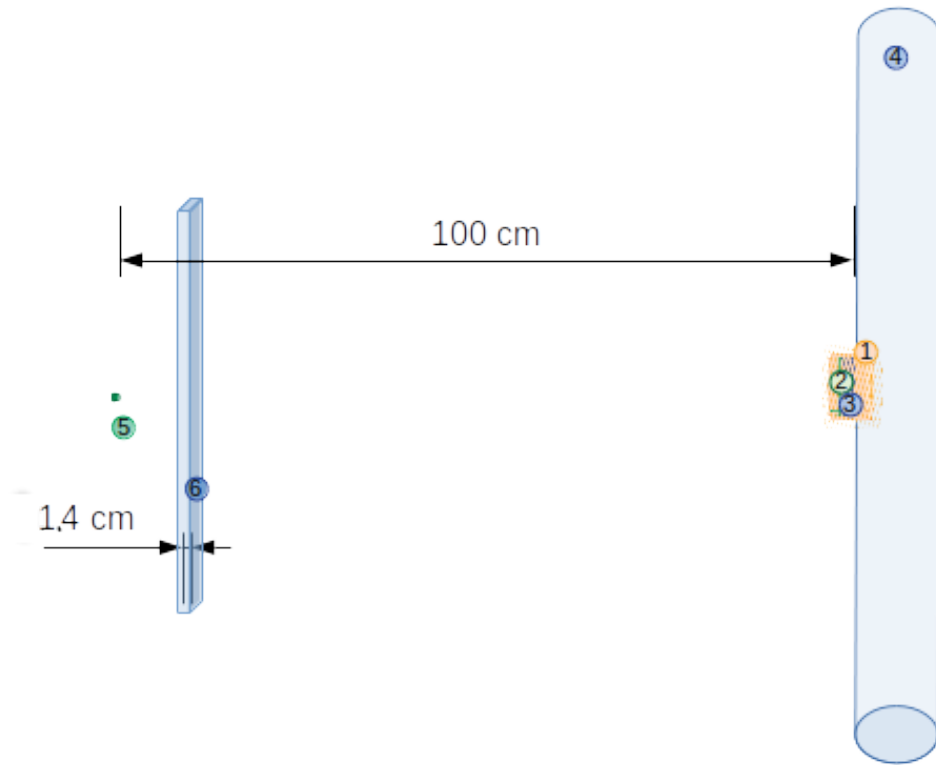


Figura 4.5: Esquema de la Experiencia 2 para la adquisición con campo de radiación gamma. 1) Cazoleta de PLA, 2) TLD 600H, 3) TLD 100, 4) Fantoma de acrílico, 5) Fuente puntual de ^{137}Cs , 6) Filtro de acrílico.

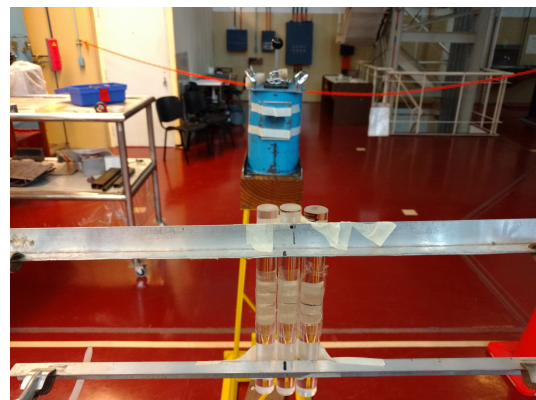


Figura 4.6: Posicionamiento de la fuente y detectores para la irradiación con gammas puros. Se puede observar el filtro de acrílico colocado en la apertura del blindaje.

- *Campo beta puro:* Debido a que la radiación gamma es mucho más penetrante que la beta, resulta imposible filtrar la radiación gamma sin frenar completamente la radiación beta antes. Por este motivo se recurrió a la estrategia de minimizar el

tiempo de exposición, de manera que la influencia de la radiación gamma en la medición sea tan baja como sea posible. Se llegó a la conclusión de que colocando los dosímetros a una distancia de 10 cm de la fuente se lograba un ángulo sólido lo suficientemente amplio como para colocar 4 dosímetros en dos fantomas, además de estar lo suficientemente cerca como para que un elevado porcentaje de partículas betas lleguen a los detectores antes de frenarse completamente en el aire. Se calculó el tiempo necesario para que se entreguen 5 mSv por radiación beta y se realizó la irradiación bajo estas condiciones, siguiendo el esquema representado en la Figura 4.7.

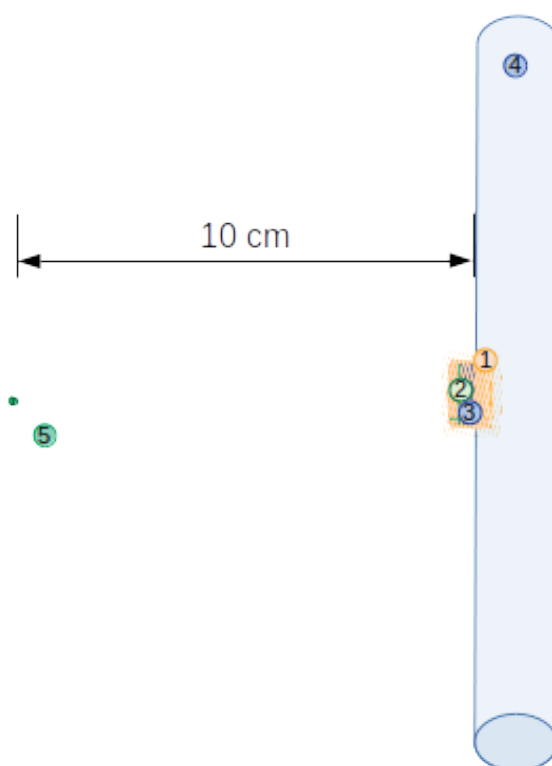


Figura 4.7: Esquema de la Experiencia 2 para la adquisición con campo de radiación beta.
1) Cazoleta de PLA, 2) TLD 600H, 3) TLD 100, 4) Fantoma de acrílico, 5) Fuente puntual de ^{137}Cs .

Capítulo 5

Simulación mediante el Método de Monte Carlo

5.1. Introducción

Para obtener un valor de referencia y poder validar los resultados de las mediciones realizadas, se llevaron a cabo simulaciones de Monte Carlo. Se utilizó el código de Monte Carlo PENELOPE 2011.

PENELOPE es un acrónimo de *"PENetration and Energy LOss of Positrons and Electrons"* que se traduce como "Penetración y pérdida de energía de positrones y electrones". Esta herramienta simula el transporte de fotones, positrones y electrones en sistemas de materiales arbitrarios que consisten en un número de regiones homogéneas limitadas por interfaces nítidas y pasivas. Se trata de un código de simulación Monte Carlo de propósito general con modelos de interacción realistas, algoritmos de muestreo aleatorio precisos, herramientas eficientes para rastrear partículas a través de geometrías complejas y herramientas complementarias (reducción de varianza, transporte en campos electromagnéticos, tabulación de parámetros de interacción macroscópica, entre otras)[14]. Este código tiene la particularidad de haber sido diseñado para aplicaciones con energías bajas, lo que favorece su aplicación en simulaciones de situaciones presentes en ambientes laborales, medicina y ensayos de laboratorio. Sus principales aplicaciones son:

- Radioterapia y medicina nuclear.
- Dosimetría y metrología por radiación.
- Microscopía electrónica (SEM, microanálisis por sonda electrónica).
- Análisis de respuesta de detectores, generadores de rayos x, entre otros.

5.2. Modelos Simulados

Se simuló cada una de las diferentes configuraciones de irradiación ensayadas. En las experiencias realizadas en este trabajo se mantuvieron constantes todos los factores excepto las fuentes y las geometrías de irradiación, por lo que se fijará la atención en su explicación en detalle.

5.2.1. Fuentes

En un decaimiento radiactivo beta la energía cinética se comparte entre el electrón y el neutrino, conservando así la energía y el momento en el proceso de desintegración. La diferencia entre la energía cinética de la radiación beta y E_{max} en cada desintegración es arrastrada por el neutrino asociado, y la distribución diferencial de la energía cinética del neutrino es, por lo tanto, complementaria a la de las partículas beta. Según sea la cantidad de energía con que se emita el neutrino, el electrón puede tener una energía cinética dentro de un rango que va entre 0 keV y E_{max} , siendo E_{max} la situación donde toda la energía es entregada al electrón. La probabilidad de emitir un electrón con determinada energía se representa en un espectro de emisión, como el mostrado en la Figura 5.1. Existe un espectro característico para cada elemento emisor [21].

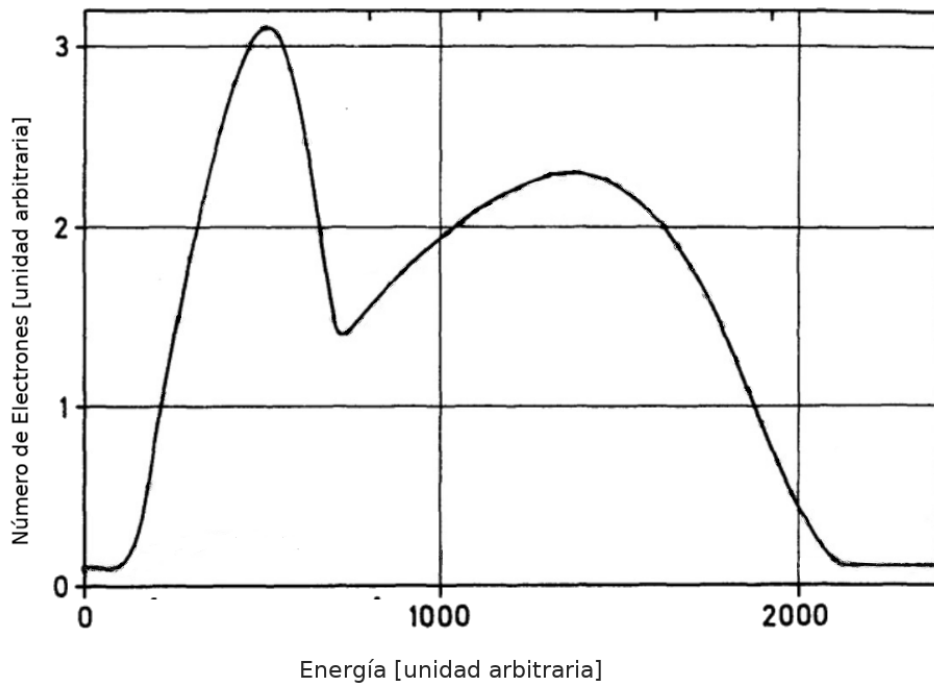


Figura 5.1: (a) Espectro de emisión de la fuente $^{90}\text{Sr} - ^{90}\text{Y}$ según fuentes bibliográficas [23]

Las fuentes betas fueron simuladas teniendo en cuenta el espectro de emisión de

cada uno de los elementos radiactivos [22] [23]. Estos espectros fueron discretizados y sus valores normalizados, de manera de obtener la probabilidad de emisión para cada uno de los bins de energías.

A partir de estos valores se calcularon las probabilidades acumuladas, necesarias para simular el espectro de emisión en el código. El espectro de energías de las partículas emitidas durante la simulación se muestra en la Figura 5.2. Mientras mayor sea el número de partículas simuladas menor es la varianza de los valores de dosis calculados por el código para cada voxel, y la simulación es más precisa.

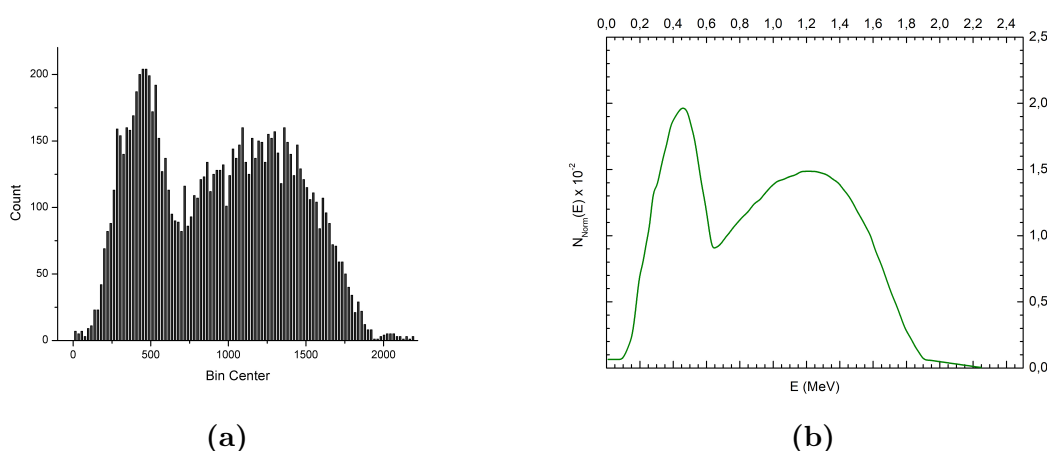


Figura 5.2: (a) Espectro de emisión de la fuente de $^{90}\text{Sr}-^{90}\text{Y}$ simulado con 1×10^7 partículas. (b) Envoltente del espectro simulado.

En cuanto a la geometría de las fuentes, se definió dentro del programa un disco de las dimensiones de las fuentes con la actividad uniformemente distribuida en su volumen. En la Figura 5.3 se observa un diagrama tridimensional de la fuente. Cada uno de los puntos graficados señala la posición de un núcleo que decayó emitiendo una partícula beta.

Las emisiones gamma monoenergéticas son más simples de simular, ya que solo es necesario conocer la energía de emisión más probable, en el caso del ^{137}Cs emite radiación gamma de 661,66 KeV. Se configuró el programa para simular una fuente puntual que emitiera radiación de esa energía y se analizaron los resultados obtenidos.

5.2.2. Geometría

Otro de los factores fundamentales para las simulaciones de Monte Carlo es la definición precisa de la geometría de los cuerpos a simular. PENELOPE permite la definición de las geometrías mediante superficies cuádricas. En la Figura 5.4 se muestra

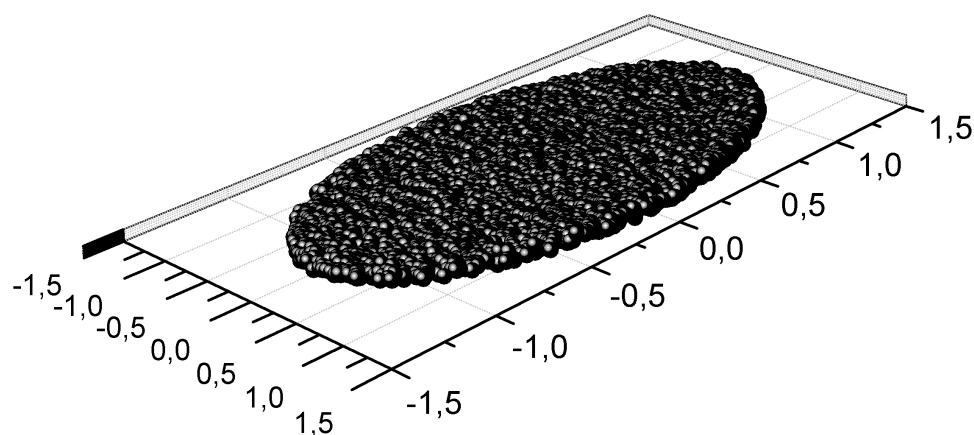


Figura 5.3: Posición de los átomos que decayeron emitiendo radiación beta durante la simulación de la fuente $^{90}\text{Sr} - ^{90}\text{Y}$ con $1 * 10^7$ partículas simuladas.

la geometría de los cuerpos simulados. Los cuerpos fueron definidos teniendo en cuenta las características de los materiales que los componen.

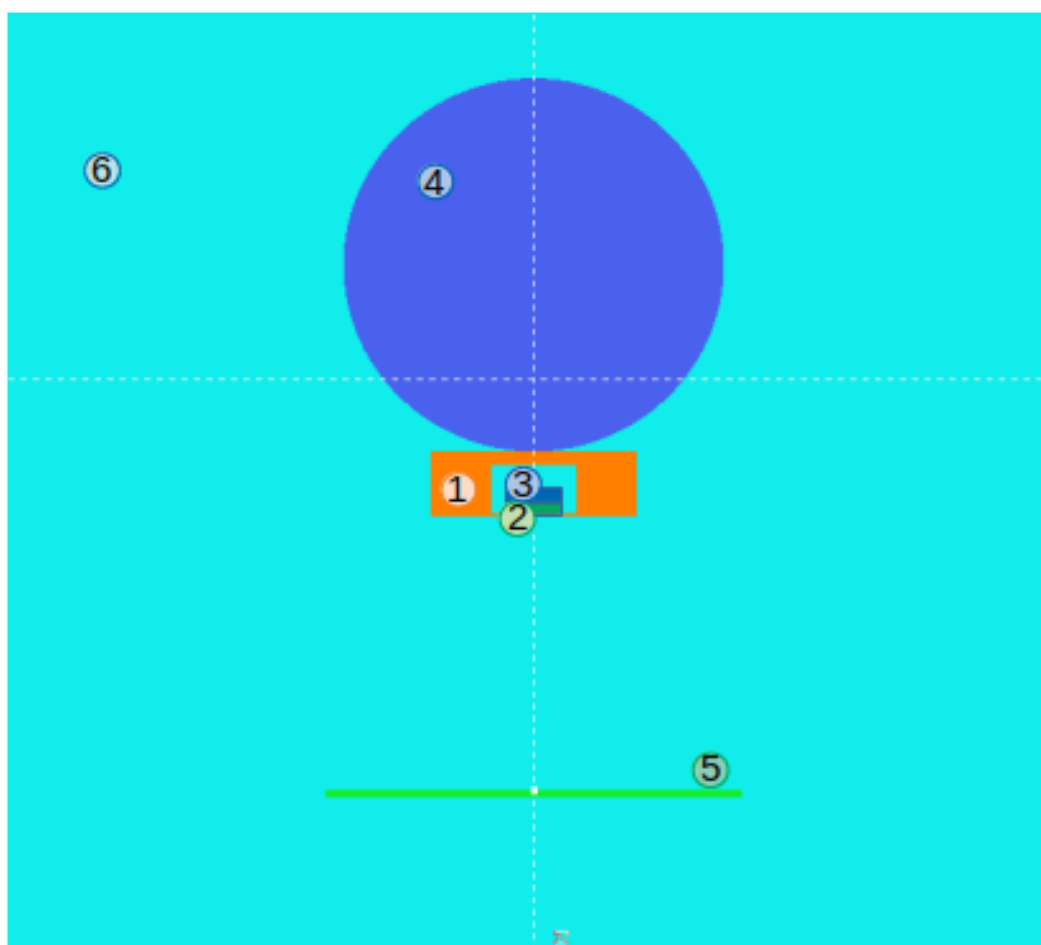


Figura 5.4: Geometría de la Experiencia 1 simulada. La simulación se llevó a cabo considerando también la dosis absorbida y dispersada en el aire presente en torno a los cuerpos. 1) Cazoleta, 2) TLD 600H, 3) TLD 100, 4) Fantoma de acrílico, 5) Fuente emisora de radiación beta, 6) Aire.

Capítulo 6

Resultados

6.1. Introducción

Con el desarrollo de este dosímetro se quiere diferenciar $H_p(10)$ de $H_p(0,07)$. Tomando como criterio de selección que el rango de las partículas en los materiales que componen el dosímetro podemos identificar tres situaciones posibles de exposición a campos mixtos, las cuales se representan en el esquema de la Figura 6.1.



Figura 6.1: Esquema de la clasificación de situaciones de exposición. Las flechas representan la penetración de la radiación beta para las diferentes energías en los materiales que componen el dosímetro. 1) Cazoleta de PLA, 2) TLD 600H, 3) TLD 100.

- *Radiación beta de alta energía ($E > 1\text{MeV}$) y radiación gamma:* La radiación beta de alta energía posee un rango en LiF lo suficientemente grande como para depositar parte de su energía cinética en ambos detectores y continuar irradiando el material subyacente. Debido a que las densidades de ambos dosímetros son similares, se puede considerar que la radiación beta deposita su energía en los dosímetros de manera similar. En cuanto a la radiación gamma, las probabilidades de interacción son prácticamente iguales en ambos dosímetros, por lo que depositan su energía de manera uniforme.
- *Radiación beta de energía media ($120\text{keV} < E < 1\text{MeV}$) :* En caso de radiaciones lo suficientemente energéticas como para atravesar el espesor de la ventana

de PLA, llegan al primer detector, el TLD 600H, y comienzan a interactuar con el material, depositando la mayor parte de su energía cinética como dosis superficial. Algunas partículas más energéticas tienen un rango lo suficientemente grande como para atravesar los 0,07 mm de espesor del cristal y llegar al segundo detector. En este segundo detector se deposita la energía remanente como dosis en profundidad. Dado que características físicas del diseño impiden la medición directa de la dosis a 0.07 mm de profundidad, se realizaron los cálculos para su estimación a partir de la dosis depositada en ambos detectores.

- *Radiación beta de baja energía ($E < 120\text{keV}$):* En este caso la radiación es tan poco penetrante que deposita casi toda su energía en la ventana de PLA previo al dosímetro. Debido a la imposibilidad de realizar mediciones directas de este rango de energías, se recurrió a métodos de Monte Carlo para calcular el factor de corrección necesario para su estimación.

Partiendo de estas situaciones se consideró que la dosis en profundidad puede ser estimada a partir de la lectura del TLD 100, mientras que la dosis superficial puede estimarse a partir de la lectura del TLD 600H, utilizando un factor de corrección en función de la energía y tipo de radiación.

6.2. Respuesta a la Energía

Se comenzó analizando si la respuesta de los dosímetros a las energías de interés se encuentra dentro del rango de respuesta lineal del dosímetro. Se utilizó la Ecuación 1.1, tomando como referencia la dosis entregada por la fuente de ^{36}Cl . Se analizó la respuesta de las fuentes de ^{137}Cs y ^{90}Sr , ya que por tratarse de las fuentes de emisiones más energéticas, si estas se encuentran dentro del rango de linealidad todas las de menor energía también lo estarán. Se obtuvieron valores de $f(D)_{600H} = 0,20$ y $f(D)_{100} = 0,0038$ para las emisiones beta del ^{137}Cs , mientras que para la fuente de ^{90}Sr los resultados fueron $f(D)_{600H} = 0,73$ y $f(D)_{100} = 0,008$. Dado que $f(D) < 1$ para las fuentes analizadas, se puede asegurar que ambos detectores se encuentran dentro de su rango de respuesta lineal.

6.3. Simulaciones de Monte Carlo

A partir de las simulaciones realizadas mediante el método Monte Carlo, es posible obtener información sobre la dosis depositada por cada una de las fuentes. Uno de los

datos de mayor interés para este trabajo, debido a que no importa la distribución 2D en los planos transversales a los TLD, es el perfil de distribución de dosis en profundidad. En la Figura 6.2 se observan perfiles de deposición de dosis para cada una de las fuentes con las que se trabajó. En la Figura 6.3 se observa la dosis depositada en la entrada de cada uno de los detectores.

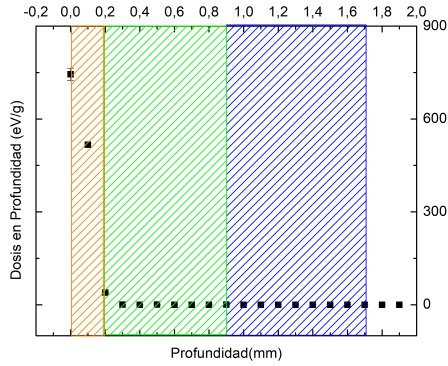
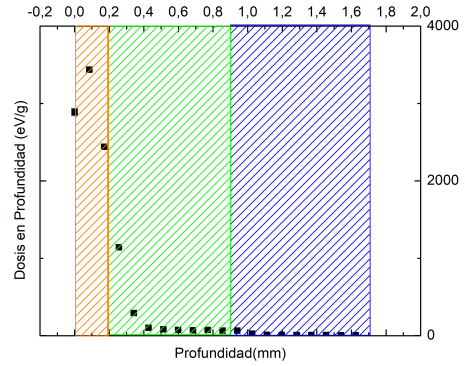
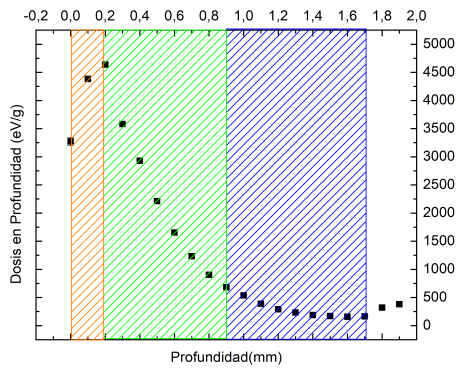
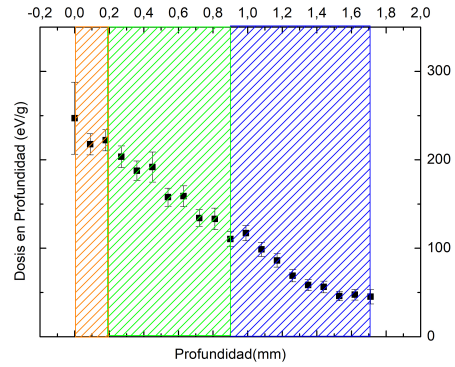
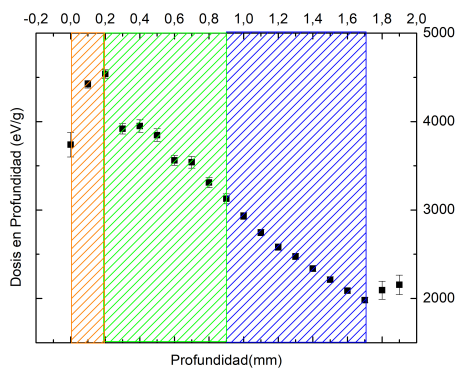
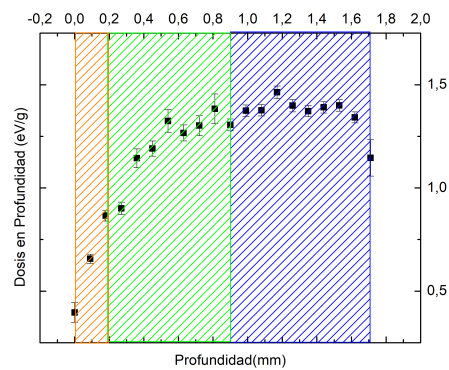
(a) $^{14}\text{C}, \beta_{Max} = 0,156\text{MeV}$ (b) $^{99}\text{Tc}, \beta_{Max} = 0,292\text{MeV}$ (c) $^{36}\text{Cl}, \beta_{Max} = 0,709\text{MeV}$ (d) $^{137}\text{Cs}, \beta_{Max} = 1,175\text{MeV}$ radiación beta a 10 cm de distancia(e) $^{90}\text{Sr} - ^{90}\text{Y}, \beta_{90\text{Sr}_{Max}} = 0,546\text{MeV},$
 $\beta_{90\text{Y}_{Max}} = 2,284\text{MeV}$ (f) $^{137}\text{Cs}, \gamma = 0,662\text{MeV}$ radiación gamma a 10 cm de distancia.

Figura 6.2: Perfil de dosis depositada en profundidad por cada una de las fuentes durante las simulaciones. El sombreado en color naranja representa el espesor de la ventana de PLA, el color verde el TLD 600H y el azul el TLD 100.

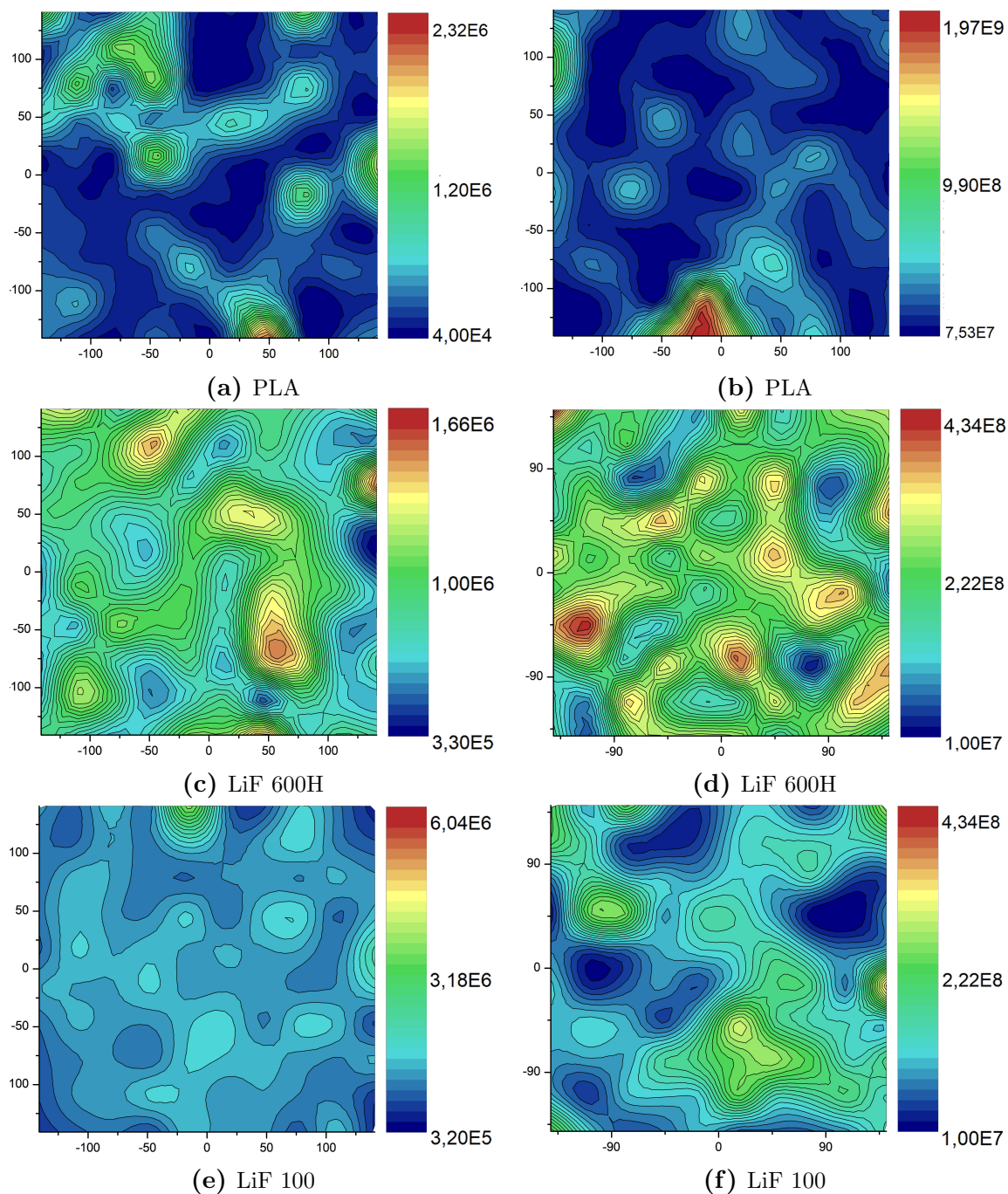


Figura 6.3: Fluencia de partículas en la superficie de entrada de los elementos que componen el detector. Las figuras (a), (c) y (e) representan la fluencia de radiación gamma, las restantes, la correspondiente a radiación beta. Las simulaciones se realizaron considerando la fuente de ^{137}Cs a 10 cm de distancia. La no uniformidad de la fluencia se atribuye a que no se simuló un número de eventos de decaimientos suficientemente elevado como para lograrla.

Analizando los resultados de las simulaciones se pueden calcular los cocientes entre las dosis depositadas en cada uno de los elementos de detección. En la Tabla 6.1 y Figura 6.4 se muestran los cocientes de dosis de las fuentes emisoras de radiación beta. Las fuentes están ordenadas de menor a mayor en base a su energía de emisión más probable. Se restó la deposición de energía del haz en el espacio de aire antes del dosímetro, de manera que se graficó según la energía que llega al detector. El cociente entre la dosis depositada en el TLD 600H y la dosis en PLA indica el porcentaje de dosis que es detectada en función de la dosis total que llegó a la superficie del anillo. A partir de estos valores se pueden estimar los factores de corrección necesarios para calcular la dosis depositada en la ventana de PLA previa al primer dosímetro, los cuales se muestran en la Tabla 6.2. Por otra parte, el cociente entre la dosis depositada en el TLD 100 con respecto a la del TLD 600H indica que porcentaje de dosis fue depositada en profundidad respecto a la dosis superficial. Este dato brinda información sobre la capacidad de penetración de las partículas detectadas.

Tabla 6.1: Cocientes de dosis depositadas en los diferentes elementos que componen el dosímetro. Los valores fueron calculados a partir de datos generados mediante simulación de Monte Carlo.

Fuentes	Energía [MeV]	600H/PLA	100/600H
^{14}C	0,0113	3,47E-04	4,41E-01
^{99}Tc	0,0517	2,16E-01	7,22E-02
^{36}Cl	0,2132	9,32E-01	1,61E-01
^{90}Sr	0,8981	1,99E+00	7,66E-01

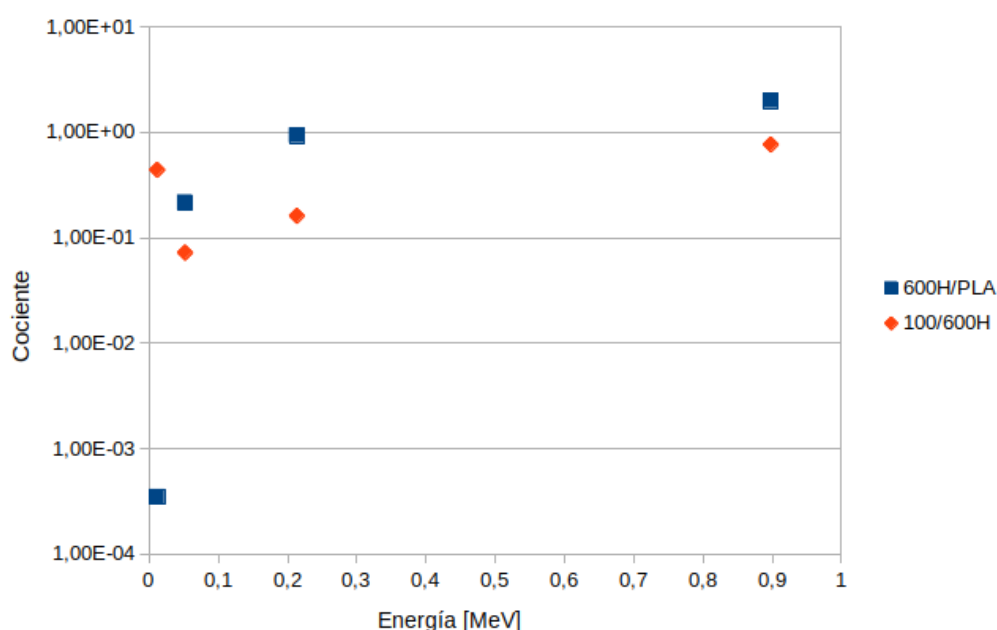
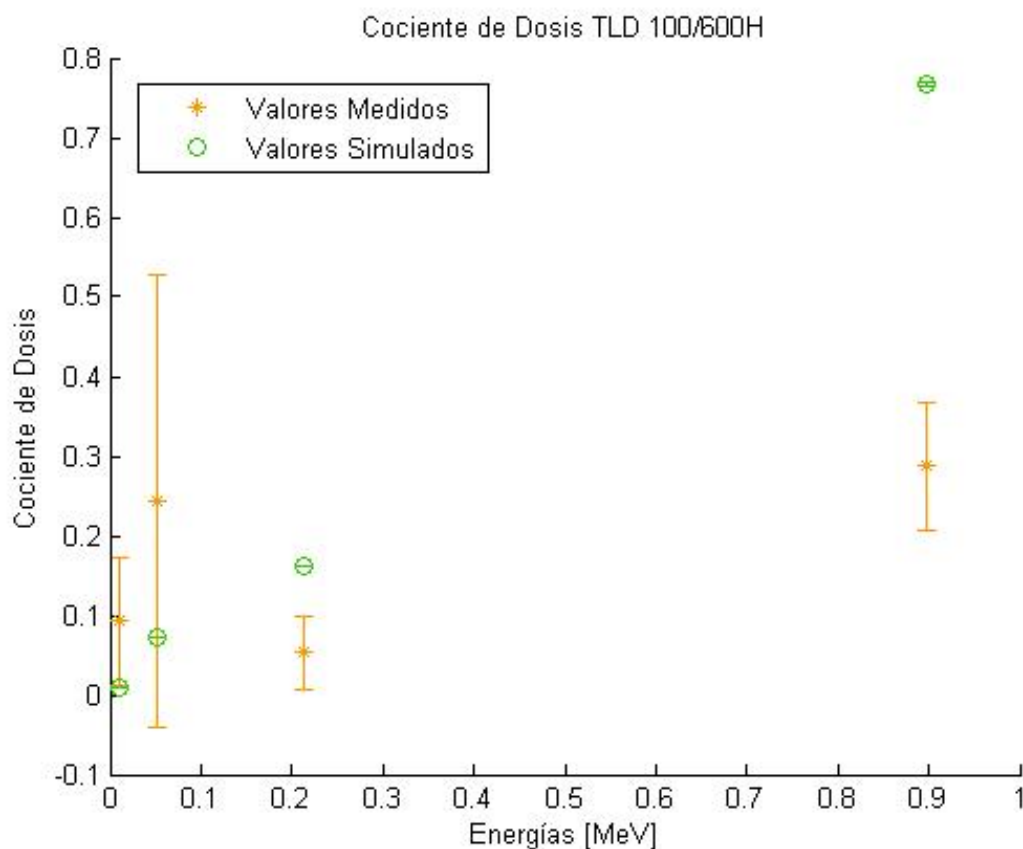


Figura 6.4: Cocientes entre dosis registradas. El gráfico está en una escala semilogarítmica.

Tabla 6.2: Factor de corrección para la estimación de $H_p(0,07)$ para las diferentes energías.

Energía [MeV]	Factor de Corrección
0,0113	2,88E+03
0,0517	4,63E+00
0,2132	1,07E+00
0,8981	5,03E-01

A partir del cociente de dosis entre el los TLD 100/600H se puede identificar a cuál de las tres situaciones de irradiación antes descritas fue expuesto el detector. Este valor también fue medido experimentalmente. En este caso, se calculó el factor de calibración por energía asociado a cada una de las fuentes. Con este factor se pueden convertir las lecturas del equipo en nC a dosis en mSv. Se calculó de esta manera el cociente entre las dosis registradas y su desviación estándar. En la Figura 6.5 podemos observar los resultados experimentales y los obtenidos mediante la simulación de Monte Carlo.

**Figura 6.5:** Diagrama de dispersión de los cocientes de dosis 100/600H con sus respectivas desviaciones estándar.

6.4. Factores de Calibración para Campos Mixtos

Se calcularon dos factores de calibración diferentes, uno para dosis superficial ($f_{(H_p(0,07))}$) y otro para dosis en profundidad ($f_{(H_p(10))}$), y se trazaron sus respectivas curvas de calibración. La curva de calibración fue trazada mediante la ecuación de la recta entre dos puntos. El primero de ellos se obtiene a partir de las lecturas registradas al irradiar los dosímetros con una dosis conocida, el otro tomando en cuenta las lecturas del grupo control. Se calculó el promedio y el desvío estándar de estos valores, utilizando como criterio de aceptación de una lectura que el valor se encuentre dentro del intervalo de confianza del 90 %. Las irradiaciones se llevaron a cabo en dos condiciones diferentes, para el cálculo de $f_{(H_p(0,07))}$ se utilizó la fuente de $^{90}\text{Sr} - ^{90}\text{Y}$ a 2,5 cm de distancia, mientras que para $f_{(H_p(10))}$ se realizaron irradiaciones con la fuente de ^{137}Cs a 1 m de la fuente.

6.5. Análisis de las curvas de brillo

Se seleccionó un protocolo de lectura cuya máxima temperatura no superase los límites de tolerancia de los cristales TLD 600H, y a la vez permitiese la lectura de los picos de emisión más importantes del TLD 100 [26]. Resulta conveniente la lectura de los dos dosímetros juntos, ya que representa una reducción a la mitad del tiempo e insumos requeridos para la lectura. Se colocaron en la lectora los dos dosímetros juntos, con el TLD 100 en contacto con la plancheta de calentamiento. La Figura 6.6 muestra una de las curvas de brillo obtenidas durante la realización de este trabajo.

Para la deconvolución de las curvas de brillo se utilizó el software GlowFit2 [24]. Se trata de un software de libre acceso, que realiza el ajuste de curvas de brillo considerando un modelo de primer orden y calcula el valor de sus integrales automáticamente [25]. En la Figura 6.7 se muestra la interfaz de GlowFit2. El software calcula también la figura de mérito (FOM) de la aproximación realizada siguiendo la Ecuación 6.1. Este parámetro describe la calidad del ajuste de curvas realizado.

$$FOM[\%] = \frac{\sum_i |y_i - y(x_i)|}{\sum_i y_i} 100\% \quad (6.1)$$

En la Figura 6.8 se observan los resultados de aplicar el ajuste de curvas a los datos obtenidos mediante la lectura de cada dosímetro por separado. Se puede notar que las curvas emitidas por el TLD 600H registran emisiones de luz hasta el final del ciclo de lectura, a diferencia del TLD 100 que presenta una curva de emisión más estrecha.

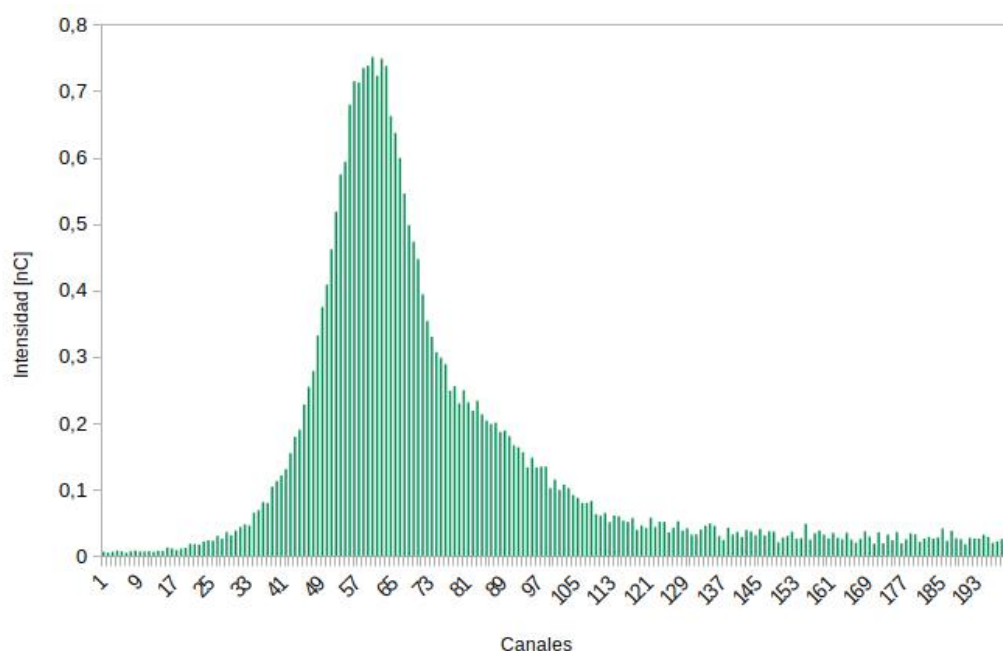


Figura 6.6: Curva de brillo de detectores TLD 100 y 600H leídos juntos luego de una irradiación con ^{137}Cs .

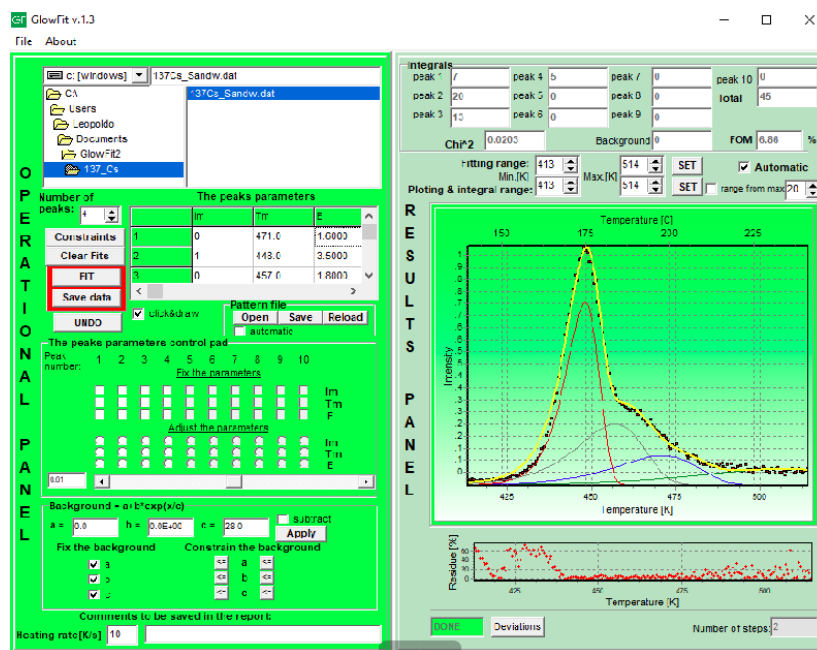


Figura 6.7: Interfaz de GlowFit

Para radiaciones de muy baja energía ($\sim 15\text{keV}$) resultó imposible llevar a cabo el ajuste de curvas, ya que los valores registrados son levemente superiores a los valores del fondo de radiación ambiental. Esto puede deberse a la baja actividad de las fuentes, por lo que se requerirían periodos de irradiación aún más prolongados para depositar una dosis analizable con este método. La radiación beta de energía media y alta se

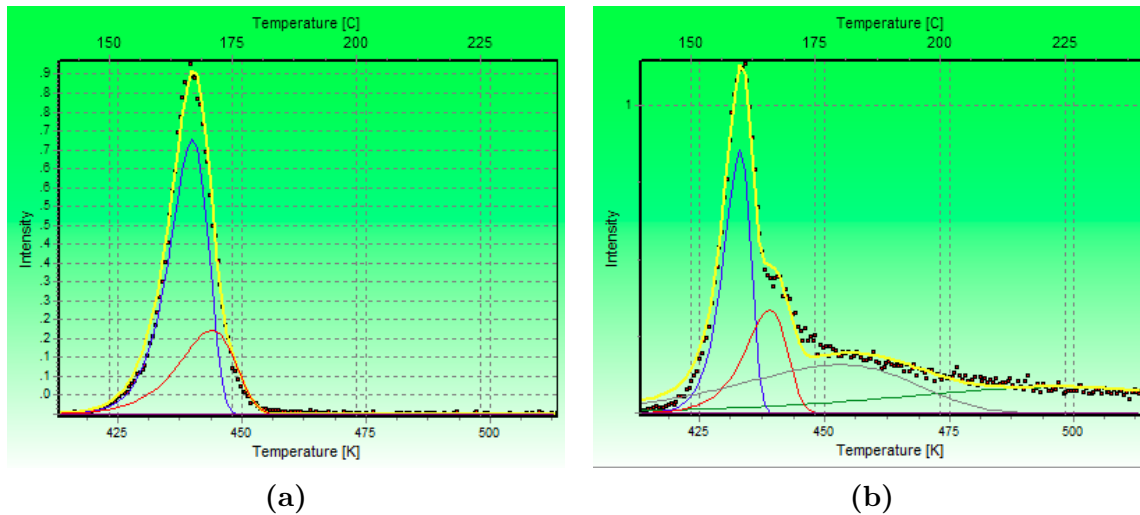


Figura 6.8: Ajuste de curvas mediante el modelo de RW en las lecturas de TLD 100 FOM = 9,44 % (a) y TLD 600H FOM = 9,67 % (b).

ajustaron al modelo y fueron deconvolucionadas.

Las curvas registradas durante las irradiaciones con ^{137}Cs aportan información sobre la respuesta a radiación beta de mayor energía y la radiación gamma. En la Figura 6.9 se muestran los resultados obtenidos mediante el ajuste de curvas en una medición de campo mixto con los dos detectores leídos juntos. Para este ajuste se utilizó una combinación de las curvas con las que se analizó cada dosímetro por separado. Se consideró un desplazamiento de las curvas de brillo del TLD 600H a mayores temperaturas. Este fenómeno se atribuye a que durante el ciclo de lectura el TLD no se encuentra en contacto directo con la plancheta de calentamiento, por lo que se necesita más tiempo para que el cristal alcance la temperatura de emisión, y cuando la emisión es registrada el software de la lectora la asocia a una temperatura mayor.

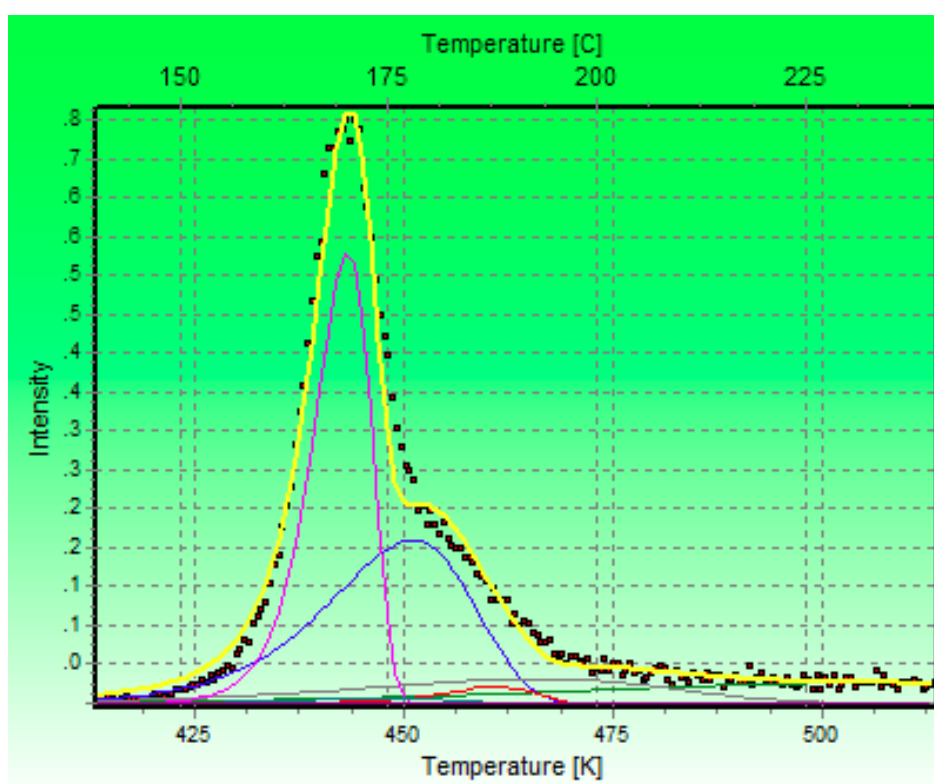


Figura 6.9: Ajuste de curvas en detectores irradiados con un haz mixto de la fuente de ^{137}Cs , $FOM = 10,85\%$

Conclusiones

Utilizando detectores termoluminiscentes LiF 600H y LiF 100 formando un solo conjunto, uno a continuación del otro, fue posible estimar la dosis superficial y la dosis en profundidad de campos mixtos. Debido a que todos los tipos de radiaciones ionizantes que interaccionan con el material termoluminiscente generan un fenómeno similar, solo es posible identificar el tipo de radiación que produjo determinada deposición de dosis en un TLD contando con información previa de las características de la fuente y las condiciones de exposición. Estas condiciones pueden encontrarse en un ambiente laboral, ya que usualmente se trabaja con un número reducido de fuentes radioactivas, y las situaciones de exposición son muy controladas. Durante el desarrollo de este trabajo se pudieron realizar mediciones de las dosis depositadas por radiaciones betas y gammas por separado, y en campos mixtos. Los dosímetros fueron leídos por separado para identificar las curvas que generaban un mejor ajuste a cada tipo de dosímetro. Luego se combinaron los resultados para el ajuste de las curvas de los dosímetros leídos juntos. Siguiendo este procedimiento fue posible discriminar entre la dosis en piel depositada por la radiación beta y la dosis en profundidad asociada a radiación gamma y radiación beta energética.

Se desarrolló un portadosímetro en anillo que cumple con los requerimientos básicos para su uso en dosimetría de extremidades. Además, su fabricación es rápida y económica. El diseño del anillo puede adaptarse a un amplio rango de tamaños de dedo. Con algunas leves modificaciones puede también ser utilizado como dosímetro de muñeca.

Como mejoras posibles se propone llevar a cabo más mediciones para corroborar los datos obtenidos. Debido a que las fuentes utilizadas en este trabajo son fuentes de calibración, caracterizadas por una baja actividad, se deberían agregar pruebas con fuentes de mayor actividad para minimizar posibles errores debidos al prolongado tiempo de irradiación y la baja tasa de dosis asociada a las fuentes. Resultaría interesante también, realizar pruebas de comparación entre las dosis registradas bajo las mismas condiciones de exposición a radiación beta de alta energía o radiación gamma por los dosímetros utilizando los portadosímetros estándar y el prototipo 4. De esta manera, se podría determinar el factor de subestimación debido a la ausencia de equilibrio electrónico.

También podría evaluarse el desempeño del dosímetro en el ámbito laboral, analizar las lecturas obtenidas en comparación con los valores históricos de la institución, así como también opiniones o posibles inconvenientes en el diseño que pudieran ser detectados por los usuarios. Deberían hacerse pruebas de gradiente de temperatura para determinar la temperatura real a la que está expuesto el TLD ubicado en la parte superior al momento de la lectura, con el objeto de estimar el corrimiento de la curva de brillo. Además, podrían utilizarse otras configuraciones de lectura. Por ejemplo, podrían determinarse las diferencias entre las lecturas originadas al colocar los dosímetros uno al lado del otro en la plancheta de calentamiento.

Bibliografía

- [1] Autoridad Regulatoria Nuclear, Factores dosimétricos para irradiación externa y contaminación interna, y niveles de intervención para alimentos *Guía AR 1*. Resolución ARN N° 36/02, 2003. [1](#)
- [2] K. Ayyangar, A. R. Reddy, M. R. Raju, *Thermoluminescence Basics Theory and Applications*, International Cancer Center, Mahatma Gandhi Medical Trust Hospital, [1](#)
- [3] Autoridad Regulatoria Nuclear, *Norma básica de seguridad radiológica*, 2001. [1](#)
- [4] International Commission on Radiological Protection Occupational Radiological Protection in Interventional Procedures *ICRP Publication 139*, 2018 [1](#)
- [5] NUCLEONIX SYSTEMS PRIVATE LIMITED, PC bases thermoluminescence analyser system integral, *User Manual*, 2015. [3](#), [4](#)
- [6] T. Rivera, Thermoluminescence in medical dosimetry, *Applied Radiation and Isotopes*, **71**, 30–34, 2012. [ix](#), [3](#), [5](#), [6](#), [7](#), [8](#), [9](#)
- [7] C.M. Sunta, Unraveling Thermoluminescence, *Springer Series in Materials Science*, **202**, 2015. [3](#), [4](#), [5](#), [6](#), [11](#)
- [8] Martin James E. *Physics for Radiation Protection*. WILEY-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA, 2006. [4](#)
- [9] E. Scarnichia, I. Levanon, P. Andres, C. Miani, S. Ramírez, Radiological Environmental Monitoring with LiF 700H Dosemeters, *XII International Symposium/XXII National Congress on Solid State Dosimetry*, 2011. [7](#)
- [10] Tomas Kron, *Thermoluminescence dosimetry and its applications in medicine- Part 1:Physics, materials and equipment.*, Australasian physical & engineering sciences in medicine, 1995. [7](#)
- [11] Y. S. Horowitz, L. Oster, H. Datz, The Thermoluminescence Dose-Response and other characteristics of the high temperature TL in LiF:Mg,Ti (TLD-100), *Radiation Protection Dosimetry*, 2007. [8](#)

- [12] J. T. Randall, M. H. F. Wilkins, Phosphorescence and Electron Traps. I. The Study of Trap Distributions, *Proceedings of the Royal Society*. 1945. [10](#)
- [13] J. T. Randall, M. H. F. Wilkins, The Electron Trap Mechanism of Luminescence in Sulphide and Silicate Phosphors, *Proceedings of the Physical Society*, 1948. [11](#)
- [14] Francesc Salvat, José M. Fernández Varea, Josep Sempau, PENELOPE-2006: A Code System for Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport, *Workshop Proceedings*, 2006. [12](#), [13](#), [39](#)
- [15] D. Baltas, L. Sakelliou, N. Zamboglou, The Physics of Modern Brachytherapy for Oncology, *Series in Medical Physics and Biomedical Engineering*, 2007. [ix](#), [12](#)
- [16] MCP Physical Constants, LiF:Mg,Cu,P Physical Data and Constants, *Tech Worksheets*, 2000. [15](#)
- [17] Furetta Claudio, Handbook of thermoluminescence, *World Scientific Publishing Co. Pte. Ltd*, 2003. [17](#)
- [18] Harshaw Bicron *Model 3500 Manual TLD Reader*, 1993. [17](#)
- [19] J. Fellingner, P. Schmidt, K. Hübner, Beta dosimetry using thin TL detectors, *Radiation Protection Dosimetry*, Vol. 34, **135-136**, 1990. [17](#)
- [20] <https://www-nds.iaea.org/>, Ultimo acceso 18 de Diciembre de 2018. [xiii](#), [19](#)
- [21] F. H. Attix, *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimerty*, 2004. [22](#), [33](#), [40](#)
- [22] A. B. Brodsky, *CRC Handbook of Radiation Measurement and Protection*, 1978. [41](#)
- [23] H.H. Hansen, Measurement of the beta ray spectra of ^{90}Sr - ^{90}Y , *Int. Appl. Radiat. Isot.*, 1938. [x](#), [40](#), [41](#)
- [24] M. Puchalska, GlowFit the TL glow-curves deconvolution software, *Users Manual*, 2006. [50](#)
- [25] M. Puchalska, P. Bilski, GlowFit—a new tool for thermoluminescence glow-curve deconvolution, *Radiation Measurements*, **41**, 659–664, 2006. [50](#)
- [26] F. Merma, Caracterización de TLD LiF 600H para dosimetría en neonatología, *Trabajo Final Carrera Especialización en Aplicaciones Tecnológicas de la Energía Nuclear*, 2014. [50](#)

Apéndice A

Certificados de Calibración de Fuentes Emisoras de Betas

B-11

CERTIFICATE OF RADIOACTIVITY CALIBRATION

Chlorine-36 Reference Source
NES-265

Half-Life: 3.0×10^5 years
Lot Number: 265081980A

The activity of Chlorine-36 was found to be, 0.0222 microcuries on
August 19, 1980.

DESCRIPTION OF THE SOURCE

The activity was deposited between two approximately 1 mg/cm^2 aluminized mylar films sealed to an aluminum ring with a 24 mm outer diameter. The source is housed in an aluminum holder which is 10 mm in height and 32 mm in diameter.

DECAY SCHEME

β^- 0.7089 MeV maximum
0.2514 average

Intensity (%)

98.1

Reference: Nuclear Data Tables, Vol. 8, Nos. 1-2, Academic Press, New York, October, 1970.

METHOD OF CALIBRATION

An aliquot was taken of a solution calibrated by liquid scintillation counting. The counting efficiency was determined using standards based on National Bureau of Standards assays.

IMPURITIES

Less than 1%.

ERRORS

Random Errors (99% confidence level)

Precision of the NEN measurement

$\pm 2.5\%$

Systematic Errors

Estimated maximum error in efficiency determination

$\pm 0.5\%$

Error in pipetting

$\pm 0.2\%$

Overall Error

2.5 + 0.5 + 0.2 = $\pm 3.2\%$

Percentage of radiation absorbed by window: 6%

RADIOACTIVE MATERIAL

The radioactive material described or contained herein is exempt from NRC or agreement state licensing requirements. Not for human use. Introduction into foods, beverages, cosmetics, drugs or medicinals, or into products manufactured for commercial distribution is prohibited. Exempt quantities should not be combined.

9-828
180-047-01



New England Nuclear

549 Albany Street, Boston, Massachusetts 02118

CALL TOLL-FREE: 800-225-1572 Telex: 94-0996
(In Massachusetts and International: 617-482-9595)

alfred st. john III

B-11

CERTIFICATE OF RADIOACTIVITY CALIBRATION

Strontium-90 Reference Source
NES-267

Half-Life: 29.12 ± 0.24 years
Lot Number: 267110880A

The activity of Strontium-90 was found to be, 0.0196 microcuries on November 8, 1980.

DESCRIPTION OF THE SOURCE

The activity was deposited between two approximately 0.9 mg/cm^2 aluminized mylar films sealed to an aluminum ring with a 24 mm outer diameter. The source is housed in an aluminum holder which is 10 mm in height and 32 mm in diameter.

DECAY SCHEME

			Intensity (%)
Strontium-90:	β^- 0.546 MeV	maximum	100
		average	
Yttrium-90:	β^- 2.284	maximum	99.984 (1 weak β^- omitted)
		average	

Reference: A Handbook of Radioactivity Measurements Procedures, NCRP Report No. 58, November 1978.

METHOD OF CALIBRATION

An aliquot was taken volumetrically from a solution which was calibrated by liquid scintillation counting. The counting efficiency was determined using aliquots of the National Bureau of Standards certified Strontium-90 solution SRM 4234.

New England Nuclear Corporation participates in a National Bureau of Standards Atomic Industrial Forum measurement assurance program in order to insure the continuing traceability of NEN's radioassays to the NBS.

RADIOIMPURITIES

A random sampling of this production lot was examined for photon-emitting impurities with a Ge(Li) spectrometer system. The radioimpurities were determined to be < 1% expressed as a percentage of the beta-ray-emission rate of Strontium-90.

ERRORS

Random Errors (99% confidence level)

Precision of the measurement of the solution by liquid scintillation counting $\pm 0.48\%$
Precision of the measurement of the NBS solution by liquid scintillation counting $\pm 4.26\%$

Systematic Errors

Accuracy of the NBS standard $\pm 1.47\%$
Half-life error in decaying the NBS standard $\pm 0.15\%$
Error in pipetting $\pm 2.0\%$

Overall Error

$$[(4.26)^2 + (0.48)^2]^{1/2} + 1.47 + 0.15 + 2.0 = 5.8\%$$

RADIOACTIVE MATERIAL

The radioactive material described or contained herein is exempt from NRC or agreement state licensing requirements. Not for human use. Introduction into foods, beverages, cosmetics, drugs or medicinals, or into products manufactured for commercial distribution is prohibited. Exempt quantities should not be combined.

9-829
180-047-01



New England Nuclear

549 Albany Street, Boston, Massachusetts 02118

CALL TOLL-FREE: 800-225-1572 Telex: 94-0996
(In Massachusetts and International: 617-482-9595)

alfred St John III

B-41

CERTIFICATE OF RADIOACTIVITY CALIBRATION

Carbon-14 Reference Source
NES-264

Half-Life: 5730 \pm 40 years
Lot Number: 264110880A

The activity of Carbon-14 was found to be, 0.131 microcuries on November 8, 1980.

DESCRIPTION OF THE SOURCE

The activity was deposited between two approximately 0.9 mg/cm² aluminized mylar films sealed to an aluminum ring with a 24 mm outer diameter. The source is housed in an aluminum holder which is 10 mm in height and 32 mm in diameter.

DECAY SCHEME

	Intensity (%)
β^- 0.1565 MeV maximum	100
0.0495 average	

Reference: A Handbook of Radioactivity Measurements Procedures, NCRP Report No. 58, November 1978.

METHOD OF CALIBRATION

An aliquot was taken volumetrically from a solution which was calibrated by liquid scintillation counting. The counting efficiency was determined by the internal standards method using aliquots of a ¹⁴C-toluene solution certified by the National Bureau of Standards for New England Nuclear under P.O. No. 34004.

New England Nuclear Corporation participates in a National Bureau of Standards Atomic Industrial Forum measurement assurance program in order to insure the continuing traceability of NEN's radioassays to the NBS.

RADIOIMPURITIES

A random sampling of this production lot was examined for photon-emitting impurities with a Ge(Li) spectrometer system. The radioimpurities were determined to be < 1% expressed as a percentage of the beta-ray-emission rate of Carbon-14.

ERRORS

Random Errors (99% confidence level)

Precision of the measurement by liquid scintillation counting $\pm 2.4\%$

Systematic Errors

Accuracy of the NBS standard $\pm 2.0\%$

Error in pipetting $\pm 2.0\%$


Overall Error

2.4	+	2.0	+	2.0	=	$\pm 6.4\%$
-----	---	-----	---	-----	---	-------------

RADIOACTIVE MATERIAL

The radioactive material described or contained herein is exempt from NRC or agreement state licensing requirements. Not for human use. Introduction into foods, beverages, cosmetics, drugs or medicinals, or into products manufactured for commercial distribution is prohibited. Exempt quantities should not be combined.

9-829
180-047-01



New England Nuclear

549 Albany Street, Boston, Massachusetts 02118

CALL TOLL-FREE: 800-225-1572 Telex: 94-0996
(In Massachusetts and International: 617-482-9595)

alfred St John

B-11

CERTIFICATE OF RADIOACTIVITY CALIBRATION

Technetium-99 Reference Source
NES-268

Half-Life: 2.14×10^5 years
Lot Number: 268110880A

The activity of Technetium-99 was found to be, 0.049 microcuries on Nov. 8, 1980.

DESCRIPTION OF THE SOURCE

The activity was deposited between two approximately 0.9 mg/cm^2 aluminized mylar films sealed to an aluminum ring with a 24mm outer diameter. The source is housed in an aluminum holder which is 10mm in height and 32mm in diameter.

DECAY SCHEME

Intensity (%)

β^- 0.292 MeV maximum
0.085 average

100

Reference: Lederer, et al, Table of Isotopes, 7th edition, John Wiley & Sons, Inc., 1978.

METHOD OF CALIBRATION

An aliquot was taken volumetrically from a solution which was calibrated by liquid scintillation counting. The counting efficiency for Technetium-99 had been previously determined using solutions certified by the National Bureau of Standards.

New England Nuclear Corp. participates in a National Bureau of Standards - Atomic Industrial Forum measurement assurance program in order to insure the continuing traceability of NEN's radioassays to the NBS.

RADIOIMPURITIES

A random sampling of this production lot was examined for photon-emitting impurities with a Ge(Li) spectrometer system. The radioimpurities were determined to be < 1% expressed as a percentage of the beta-ray-emission rate of Technetium-99.

ERRORS

Random Errors (99% confidence level)

Precision of the measurement by liquid scintillation counting	± 0.5%
Precision of the pipetting	± 0.5%

Systematic Errors

Estimated maximum error in efficiency determination	± 4.0%
---	--------

Overall Error

$$\{(0.5)^2 + (0.5)^2\}^{1/2} + 4.0 = \pm 4.7\%$$

RADIOACTIVE MATERIAL

The radioactive material described or contained herein is exempt from NRC or agreement state licensing requirements. Not for human use. Introduction into foods, beverages, cosmetics, drugs or medicinals, or into products manufactured for commercial distribution is prohibited. Exempt quantities should not be combined.

5-929
100-047-01



New England Nuclear

549 Albany Street, Boston, Massachusetts 02118

CALL TOLL-FREE: 800-225-1572 Telex: 94-0996
(In Massachusetts and International: 617-482-9595)

Richard Carr

Apéndice B

Certificados de Calibración de Fuente de ^{137}CS

JL SHEPHERD & ASSOCIATES

1010 ARROYO AVE., SAN FERNANDO, CALIFORNIA 91340-1822

818-898-2361 FAX 818-361-8095

DEVICE CERTIFICATION

MODEL 28 CALIBRATOR

J.L. SHEPHERD AND ASSOCIATES CERTIFIES THAT THIS DEVICE MEETS ALL APPLICABLE D.O.T. SHIPPING REGULATIONS RELATED TO EXTERNAL RADIATION LEVELS FOR CONTAINERS OF RADIOACTIVE MATERIALS.

DEVICE MEETS ALL UNDERWRITER'S LABORATORY SPECIFICATIONS, INCLUDING FIRE CODE REGULATIONS.

THIS DEVICE MEETS REQUIREMENTS FOR A STANDARD INDUSTRIAL FIRE WITHOUT RELEASING RADIATION OR RADIOACTIVE MATERIALS TO ENVIRONS.

JL SHEPHERD & ASSOCIATES

1010 ARROYO AVE., SAN FERNANDO, CALIFORNIA 91340-1822

818-898-2361 FAX 818-361-8095

EXTERNAL RADIATION LEVELS

TO: BLACK RIVER TECHNOLOGY, INC.

SOURCE: (RQ) 44.4 GBq (1.2 Ci) ^{137}Cs , 3-M Type 4F6S Capsule, S.N. 62037.

MOUNTING: DOT 7A, J.L. Shepherd & Associates Model 28-6A Calibrator, S.N. 10293.

SOURCE IN "OFF" POSITION:	@ Surface	@ 30 cm	@ 1 Meter
	$\leq 28.0 \text{ mR/hr}$	$\leq 3.0 \text{ mR/hr}$	$\leq 1.0 \text{ mR/hr}$

SOURCE IN "ON" POSITION: (180° BEHIND BEAMPORT)	@ Surface	@ 30 cm	@ 1 Meter
	$\leq 30.0 \text{ mR/hr}$	$\leq 3.0 \text{ mR/hr}$	$\leq 0.8 \text{ mR/hr}$

INSTRUMENT: Eberline E-520, S.N. 5444

DATE: January 2, 1997

J.L. SHEPHERD & ASSOCIATES

By Approved By 

JL SHEPHERD & ASSOCIATES

1010 ARROYO AVE., SAN FERNANDO, CALIFORNIA 91340-1822

818-898-2361 FAX 818-361-8095

LEAK TEST CERTIFICATION

TO: BLACK RIVER TECHNOLOGY, INC.

SOURCE: (RQ) 44.4 GBq (1.2 Ci) ^{137}Cs , 3-M Type 4F6S Capsule, S.N. 62037.

MOUNTING: DOT 7A, J.L. Shepherd & Associates Model 28-6A Calibrator, S.N. 10293.

LEAK TEST: $\leq 5 \times 10^{-5} \mu\text{Ci}$

DATE: December 20, 1996

J. L. SHEPHERD & ASSOCIATES

By *James F. Bell*

Approved By *JLS*

JL SHEPHERD & ASSOCIATES

1010 ARROYO AVE., SAN FERNANDO, CALIFORNIA 91340-1822

818-898-2361 FAX 818-361-8095

CALIBRATION CERTIFICATE

TO: BLACK RIVER TECHNOLOGY, INC.

SOURCE: (RQ) 44.4 GBq (1.2 Ci) ^{137}Cs , 3-M Type 4F6S Capsule, S.N. 62037.

MOUNTING: DOT 7A, J.L. Shepherd & Associates Model 28-6A Calibrator, S.N. 10293.

INSTRUMENT: All calibration is done with MDH Industries Model 2025 X-Ray Monitor, S.N. 2127 with 180 cc Probe, S.N. 6105. This meter is calibrated by MDH Industries using a Model 10X5-6 modified 3-terminal Ion Chamber, S.N. X2, National Institute of Standards and Technology Report #DG 8640/87. Accuracy $\pm 5\%$.

POSITION: Centered in Beamport

DISTANCE: 1.00 Meter

OUTPUT: 445.0 mR/hr

DATE: January 2, 1997

J.L. SHEPHERD & ASSOCIATES

By *James Fozzill*

Approved By *J.F.*

Agradecimientos

Le agradezco al Instituto Balseiro y a la CNEA por brindarme la oportunidad de mejorar mi formación profesional.

Le estoy profundamente agradecida a mi familia por todo su amor y apoyo, así como a mis amigos por su cariño y compañía.
Gracias por hacer del mundo un lugar más bonito.

Le agradezco a mi director Pablo Andres y a todo el grupo de Protección Radiológica por hacer de este trabajo una experiencia fantástica. No solo me brindaron la oportunidad de adquirir conocimientos que complementan mi formación, sino que también la posibilidad de pasar tiempo con un grupo de personas excepcionales.

Le agradezco también a Javier Promet por su colaboración con las impresiones 3D y a Alexis Weir por su asistencia con los servidores para llevar a cabo las simulaciones de Monte Carlo.

Un agradecimiento muy especial para Ana Poma, quien fue mi compañera en toda esta etapa y me enseñó sobre física, simulaciones, programación y la vida general.

Muchas gracias a todos por hacer este trabajo posible.

